



Universidade Federal de Santa Catarina
Centro Tecnológico
Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica

Taís Dahleni Kraemer

**Análise do Comportamento Elétrico da Cóclea Humana
sob Estimulação por Implantes Cocleares Usando o MEF
3D**

Florianópolis
17 de novembro de 2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Kraemer, Taís Dahleni

Análise do comportamento elétrico da cóclea humana sob
estimulação por implantes cocleares usando o MEF 3D / Taís
Dahleni Kraemer ; orientador, Mauricio Valencia Ferreira
da Luz, coorientador, Stephan Paul, 2018.
117 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,
Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Implante coclear. 3.
Eletrodo. 4. Método de elementos finitos. 5. Simulação
numérica. I. Ferreira da Luz, Mauricio Valencia. II. Paul,
Stephan . III. Universidade Federal de Santa Catarina.
Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

Taís Dahleni Kraemer

**Análise do Comportamento Elétrico da Cóclea Humana sob Estimulação por
Implantes Cocleares Usando o MEF 3D**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao
Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrô-
nica da Universidade Federal de Santa Catarina
para a obtenção do título de Bacharel em En-
genharia Elétrica.

Professor orientador: Mauricio Valencia Fer-
reira da Luz, Dr.

Professor coorientador: Stephan Paul, Dr.

Florianópolis

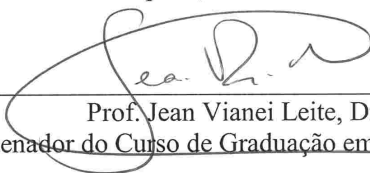
17 de novembro de 2018

Taís Dahleni Kraemer

**Análise do Comportamento Elétrico da Cóclea Humana sob
Estimulação por Implantes Cocleares Usando o MEF 3D**

Este Trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel
em Engenharia Elétrica e aprovado, em sua forma final, pela Banca
Examinadora

Florianópolis, 8 de novembro de 2018.



Prof. Jean Viane Leite, Dr. Eng.
Coordenador do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:



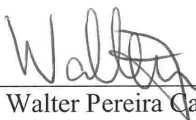
Prof. Mauricio Valencia Ferreira da Luz, Dr.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Stephan Paul, Dr.
Coorientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Nelson Sadowski, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Walter Pereira Carpes Júnior, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a minha família, pelo suporte aos meus estudos, exemplo e amor ao longo desses anos.

Aos professores Mauricio da Luz e Stephan Paul, pela motivação e orientação na realização deste trabalho.

Aos amigos do PETEEL, pelo carinho e pelo tempo que passamos juntos.

"Happiness does not come from doing easy work but from the afterglow of satisfaction that comes after the achievement of a difficult task that demanded our best."

Theodore Isaac Rubin

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo a realização de análises numéricas para representação das características elétricas da cóclea humana quando estimulada por eletrodos de Implantes Cocleares. O Método de Elementos Finitos foi utilizado nas simulações para investigar a distribuição de potencial elétrico dentro da cóclea para modelos de cóclea de diferentes complexidades. Foi possível comparar os resultados das simulações com dados obtidos através de medições em pacientes, disponíveis na literatura. Para estimulações monopolares de eletrodos, o potencial elétrico gerado na região da Membrana Basilar foi calculado para uma série de análises utilizando formulação eletrocinética. Três feixes de eletrodos comerciais foram modelados e inseridos dentro de modelo cilíndrico reto e em modelo humano resultante de imageamento por microtomografia, permitindo estabelecer comparações. Através da modelagem da variação da seção transversal da cóclea ao longo do seu comprimento, foi possível representar com maior fidelidade algumas características elétricas, como variações do potencial elétrico ao longo da Membrana Basilar, sendo este reduzido na região basal. Simulações com vários modelos de cóclea, quando esta é passo a passo desenrolada, foram feitas e permitiram contribuir para o entendimento da ocorrência da estimulação cruzada. A formulação eletrodinâmica foi utilizada para observar o comportamento elétrico da cóclea sob estimulação de pulsos, situação mais fiel à prática. Para duas geometrias de cóclea, foram comparados os resultados de potencial elétrico encontrados quando apenas os efeitos resistivos dos tecidos foram considerados, com os encontrados quando efeitos capacitivos também foram levados em consideração. Foram vistas diferenças entre os dois casos, indicando a necessidade de estudos mais detalhados considerando formulação dinâmica.

Palavras-chave: Implante Coclear. Audição. Eletrodo. Método de Elementos Finitos. Potencial elétrico. Simulação numérica.

ABSTRACT

The objective of this work is to perform numerical analyses to represent the human cochlea electrical properties when stimulated by Cochlear Implant (CI) electrodes. The Finite Element Method was utilized in the simulations in order to investigate electric potential distribution inside the cochlea, for cochlea models of different complexity. It was possible to compare simulation results with data from patient measurements, available in the literature. For monopolar stimulation of electrodes, the electric potential generated in the region of the Basilar Membrane was calculated for a series of analyses utilizing electrokinetics formulation. Three commercial electrode arrays were modeled and inserted inside a cylindrical straight model and a model build using human microtomography images, allowing to establish comparisons. By modeling the cross-section variation along the length of the cochlea, it was possible to represent with greater fidelity some electrical characteristics, such as the variation in the electric potential along the Basilar Membrane, with lower values found in the basal region. Simulations were made using several cochlea models, when it is step by step being unrolled, and this contributed to understand the occurrence of cross turn stimulation. Electrodynamics formulation was used in order to observe the electrical behavior of the cochlea when stimulated by pulses, which is more faithful to real CI stimulation. Two cochlea geometries were used to compare electrical potential results for simulations were only resistive effect of tissues were modeled, with a configuration which capacitive effects were also accounted. Differences between these cases were found, indicating the need of further study considering dynamic formulation.

Key-words: Cochlear Implant. Hearing. Electrode. Finite Element Method. Electric potential. Numerical simulation.

Lista de Figuras

1	Fotografia da orelha interna.	26
2	Tonotopia e codificação de frequência na cóclea.	27
3	Anatomia e morfologia da cóclea.	27
4	Localização geográfica das principais empresas e grupos de pesquisa que de- ram origem aos principais fabricantes de IC's.	29
5	Ilustração esquemática de IC implantando em paciente.	30
6	Modelos de eletrodos <i>Half band</i> e <i>Full band</i>	30
7	Esquemático da estimulação monopolar.	31
8	Esquemático dos modelos apresentados.	33
9	Modelo de elementos finitos utilizado por Finley com integração com modelo neural.	36
10	Modelo reto de Saba e resultados encontrados, a linha vermelha ressalta a tendência das curvas.	38
11	Modelo enrolado de Saba e resultados encontrados, círculos vermelhos ressal- tam segundos picos de excitação.	38
12	Curvas de potencial elétrico ao longo do tempo encontradas por Wong, para simulações e medições em animal sob teste.	39
13	Modelo tridimensional de Kalkman.	40
14	Fluxograma de geração de modelos 3D da cóclea por imageamento.	41
15	Tetraedro com seus pontos cartesianos.	44
16	Vista lateral do Modelo de Validação.	51
17	Aplicação da condição de contorno no osso.	52
18	Aplicação da condição de contorno no eletrodo estimulado.	52
19	Comparação do potencial elétrico na superfície inferior da Membrana Basilar no modelo MV e na literatura, para estimulação dos 4 primeiros eletrodos basais.	53
20	Distribuição de impedância em cada eletrodo, medida em paciente 1.	54
21	Distribuição de impedância em cada eletrodo, medida em paciente 2.	55
22	Potencial elétrico na superfície inferior da MB, variando algumas caracterís- ticas do modelo MV, para estimulação monopolar dos 6 eletrodos mais apicais.	56
23	Densidade de corrente para o MV completo (direita) e para o MV sem MB e sem silicone (esquerda), quando o 16º eletrodo é estimulado.	57
24	Ilustração do Advanced Bionics HiFocus 1J.	58
25	Geometria utilizada do Advanced Bionics HiFocus 1J.	59
26	Ilustração do MED-EL Standard.	59
27	Geometria utilizada do MED-EL Standard.	60

28	Ilustração do Cochlear Straight.	60
29	Geometria utilizada do Cochlear Straight.	60
30	Feixes de eletrodos modelados.	61
31	Aproximação da curva guia por retas, no Solidworks.	62
32	Eletrodos do feixe Cochlear Straight posicionados na curva-guia.	62
33	Posicionamento dos eletrodos no MC.	63
34	Elementos de superfície da malha para simulação de Modelo Cilíndrico. . . .	63
35	Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da superfície inferior da MB no MC, usando diferentes modelos comerciais de feixes de eletrodo. . . .	64
36	Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da região da Membrana Basilar, para o Modelo Cilíndrico sem MB e sem silicone, para diferentes modelos comerciais de feixe de eletrodos.	65
37	Malha original da cóclea.	66
38	Malha simplificada da cóclea.	66
39	Modelo Enrolado 1 (μ CT-1) com curva de medição de resultados destacada. .	67
40	Potencial elétrico por unidade de corrente na linha ao longo da região da MB para o modelo μ CT-1 com diferentes feixes de eletrodos.	68
41	Densidade de corrente dentro da cóclea, para estimulação de eletrodo basal. .	68
42	Largura da banda e seletividade do feixe Advanced Bionics HiFocus 1J para modelos MC e μ CT-1.	69
43	Largura da banda e seletividade do feixe Cochlear Straight para modelos MC e μ CT-1.	69
44	Largura da banda e seletividade do feixe MED-EL Standard para modelos MC e μ CT-1.	70
45	Potencial elétrico para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.	71
46	Equipotenciais para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.	71
47	Corte em seção do modelo μ CT-1.	72
48	Equipotenciais para corte em seção do modelo μ CT-1.	72
49	Densidade de corrente superficial para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.	73
50	Campo elétrico para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.	73
51	Indução elétrica para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.	74
52	Configurações de algumas etapas do desenrolar da cóclea.	74

53	Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C1 e C2 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.	75
54	Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C3 e C4 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.	76
55	Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C5 e C6 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.	76
56	Modelos Enrolados simples de seção variável, na esquerda, e seção constante, na direita.	77
57	Comparação de potencial elétrico gerado por estimulação monopolar de eletrodos, para modelos enrolados com seção transversal constante e variável. . .	78
58	Razão $\frac{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)}{\sigma(\omega)}$ em função da frequência, para vaso sanguíneo.	83
59	Razão $\frac{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)}{\sigma(\omega)}$ em função da frequência, para nervo auditivo.	83
60	Visão frontal dos modelos dinâmicos: ED-R e μ CT-2.	84
61	Forma de onda do pulso bifásico utilizado para simulações dinâmicas.	85
62	Malha (elementos de superfície) para modelo μ CT-2.	87
63	Malha (elementos de superfície) para modelo ED-R.	87
64	Potencial elétrico na escala timpânica e escala vestibular do Modelo Reto (ED-R), para excitação com pulso bifásico.	88
65	Potencial elétrico no gânglio espiral e vasos sanguíneos do Modelo Reto (ED-R), para excitação com pulso bifásico.	88
66	Potencial elétrico na cóclea, vasos sanguíneos e nervo do Modelo Enrolado 2, para excitação com pulso bifásico.	89
67	Variação do potencial elétrico em função do tempo e da posição no gânglio espiral quando o modelo é excitado com um pulso bifásico, para Modelo Reto. .	90
68	Variação do potencial elétrico em função do tempo e da posição na membrana basilar quando o modelo é excitado com um pulso bifásico, para o Modelo Enrolado 2.	91

Lista de Tabelas

1	Composição da Orelha Interna: estruturas e funções.	28
2	Características do Modelo de Validação.	50
3	Características do modelo de feixe de eletrodos construído para inserção no Modelo de Validação.	50
4	Condutividades elétricas usadas para todas as simulações eletrocinéticas. . .	51
5	Condições de contorno para todas as simulações.	52
6	Comparação do espalhamento médio das curvas no MV.	57
7	Características do eletrodo Advanced Bionics HiFocus 1J.	58
8	Características do eletrodo MED-EL Standard.	59
9	Características do eletrodo Cochlear Straight.	60
10	Propriedades elétricas usadas para análises no domínio da frequência.	86
11	Resumo da revisão bibliográfica.	108

Lista de Abreviaturas e Siglas

IC - Implante coclear
MB - Membrana basilar
NIH - Instituto Nacional de Saúde dos Estados Unidos
MEF - Método de elementos finitos
SUS - Sistema Único de Saúde
SR-PCI - *Synchrotron radiation phase contrast imaging*
MV - Modelo de Validação
AB - Advanced Bionics
MC - Modelo Cilíndrico
 μ CT-1 - Modelo Enrolado 1
C1...6 - Modelos enrolados simples 1 a 6
PE por UC - Potencial elétrico por unidade de corrente
EC - Modelo Enrolado de Seção Constante
EV - Modelo Enrolado de Seção Variável
ED-R - Modelo reto
 μ CT-2 - Modelo Enrolado 2
ST - Escala timpânica
SV - Escala vestibular
SG - Gânglio espiral
BV - Vasos sanguíneos

Sumário

1	Introdução Geral	25
1.1	Contexto e identificação do problema	25
1.2	Motivação e objetivos	31
1.2.1	Motivação	31
1.2.2	Objetivos	32
2	Revisão Bibliográfica	35
2.1	Análises elétricas da cóclea	35
2.2	Equações de Maxwell e o Método de Elementos Finitos	42
3	Modelagem eletrocinética da cóclea	47
3.1	Fundamentação teórica	47
3.2	Estudo de caso: Modelo para comparação com literatura (MV)	49
3.2.1	O Modelo de Validação	49
3.2.2	Influência das estruturas do modelo	55
3.3	Eletrodos comerciais construídos	57
3.4	Estudo de caso: Modelo Cilíndrico (MC)	62
3.5	Estudo de caso: Modelo Enrolado 1 (μ CT-1)	65
3.6	Estudo de caso: Modelos Enrolados simples - análise de curvatura (C1...6)	74
3.7	Estudo de caso : Modelos Enrolados simples - análise de seção transversal (EC e EV)	77
3.8	Resultados parciais	78
4	Modelagem eletrodinâmica da cóclea	81
4.1	Fundamentação teórica	81
4.2	Estudo de caso: Modelo Reto (ED-R) e Modelo enrolado 2 (μ CT-2)	82
4.3	Resultados parciais	91
5	Conclusões	93
5.1	Conclusões gerais	93
5.2	Propostas de análises futuras	95
	Referências	97
	APÊNDICE A - Códigos utilizados	100
5.3	Exemplo de código para efetuar análises no COMSOL através de interação com MATLAB	101

5.4 Código para transpor as curvas medidas ao longo da membrana basilar e
exportar .txt 102

5.5 Código para cálculo da Banda de Meia Potência 103

5.6 Código para reconstrução do pulso no tempo 105

APÊNDICE B - Tabela de revisão bibliográfica **107**

1 Introdução Geral

1.1 Contexto e identificação do problema

A deficiência auditiva é o déficit sensorial mais frequente na população, em 2012 já eram mais de 360 milhões de afetados no mundo (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2012). Essa condição pode causar atraso no desenvolvimento da linguagem e levar à dificuldade de inserção na sociedade. Segundo (SILMAN MARIA CECÍLIA MARTINELLI IÓRIO, 2004), o impacto da privação da audição na vida de um indivíduo é significativo, pois não afeta somente sua capacidade de compreender adequadamente as informações sonoras, mas também o modo de se relacionar com seu meio e sua cultura, o que pode provocar consequências biológicas, psicológicas e sociais.

Tecnologias que permitam melhora na comunicação, principalmente no reestabelecimento da inteligibilidade da fala e na qualidade de vida dessas pessoas, devem ser promovidas. Dessa maneira, são necessários estudos voltados ao aprimoramento de dispositivos como aparelhos auditivos e implantes cocleares (IC), que buscam reestabelecer a audição mesmo em condições em que o sistema auditivo encontra-se danificado.

Os sistema auditivo humano é um complexo conjunto de estruturas que realizam processos de modo a garantir o funcionamento de um dos mais importantes sentidos humanos: a audição. Esta, tão importante para o desenvolvimento do homem, contribui para o o exercício da fala e possibilita a comunicação, permitindo assim a interação com os demais e com o mundo.

Para seu estudo, o sistema auditivo pode ser dividido em sistema periférico e sistema central. O primeiro é composto pelas três orelhas (externa, média e interna) e tem como responsabilidade a captação/transmissão do som e a transdução mecânica-elétrica, gerando estímulos no sistema nervoso. O segundo, é responsável por levar as informações até o cérebro e gerar as sensações auditivas e percepções sonoras. O sistema auditivo central é composto pelo nervo auditivo e córtices auditivos, o que introduz subjetividade devido aos processos psicológicos envolvidos.

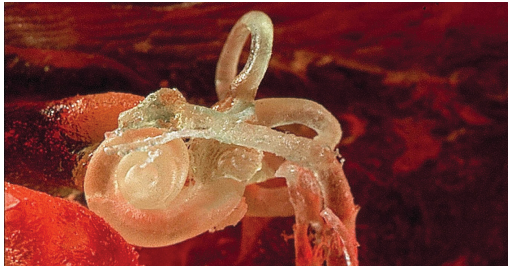
O sistema periférico é composto por três diferentes partes anatômicas, sendo que cada parte é responsável por alguns processos fisiológicos:

1. *Orelha externa*: Composta pelo pavilhão auditivo e o meato acústico externo, tem função de capturar e conduzir as ondas sonoras para dentro do corpo humano, até o canal auditivo. Este, por sua vez, conduz as ondas sonoras até a membrana timpânica.
2. *Orelha média*: A membrana timpânica transmite as vibrações para um conjunto de três ossículos (bigorna, martelo e estribo), conectados à janela oval.

3. *Orelha interna*: As vibrações transferidas à janela oval, conectada à parede da cóclea, causam uma movimentação do líquido intracoclear chamado perilinfa. Essa movimentação acaba gerando uma onda de flexão que percorre a membrana basilar (MB) da base ao ápice. Devido à característica tonotópica da cóclea (vista na Figura 2), regiões diferentes da membrana basilar respondem com maior deslocamento a estímulos de determinada frequência. Enquanto a onda de flexão percorre a membrana basilar, a região cuja frequência natural coincide com a de estimulação será mais excitada. Essa excitação fará com que as células ciliadas internas desta região, localizadas no Órgão de Corti, iniciem um processo de depolarização produzindo nas terminações das fibras aferentes do nervo auditivo disparos elétricos. Estes estímulos elétricos gerados são conduzidos por um conjunto de neurônios que compõem o nervo auditivo até o córtex auditivo, onde são transformadas em sensação auditiva.

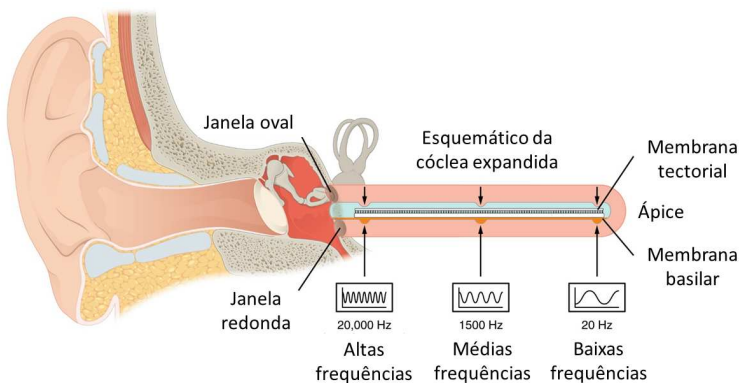
A cóclea, ilustrada na Figura 1, por si só é composta por uma série de estruturas, que podem ser esquematizadas conforme Figura 3. As principais funções de cada estruturas foram resumidas na Tabela 1.

Figura 1: Fotografia da orelha interna.



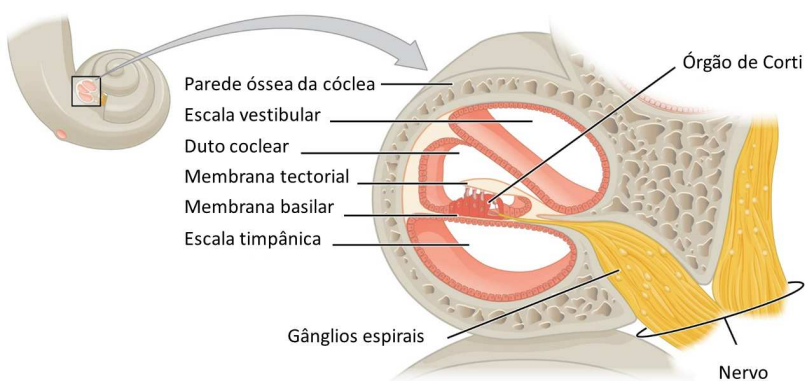
Fonte: RASK-ANDERSEN MD (2013)

Figura 2: Tonotopia e codificação de frequência na cóclea.



Fonte: adaptado de WHITTIER (2018)

Figura 3: Anatomia e morfologia da cóclea.



Fonte: adaptado de WHITTIER (2018)

Tabela 1: Composição da Orelha Interna: estruturas e funções.

Escalas vestibular e timpânica	Canais compostos de líquido intracoclear (perilínfa)
Osso temporal	Osso poroso que circunda a cóclea
Membrana basilar	Membrana movimentada pela vibração da perilínfa
Órgão de Corti	Estrutura formada por células ciliadas capazes de gerar impulsos elétricos
Nervo auditivo	Conjunto de fibras nervosas capazes de conduzir impulsos elétricos
Janela Oval	Membrana que conduz vibrações do estribo para a cóclea

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

De acordo com (ELZOUKI et al., 2011), existem três tipos de perdas auditivas. A perda condutiva ocorre quando estruturas da orelha média ou externa são comprometidas, de forma a impedir a condução da onda sonora até a orelha interna. Já a perda neurosensorial se caracteriza por danificação das células ciliadas internas, lesão na cóclea ou no sistema nervoso. Existem ainda perdas mistas, que combinam perdas já citadas.

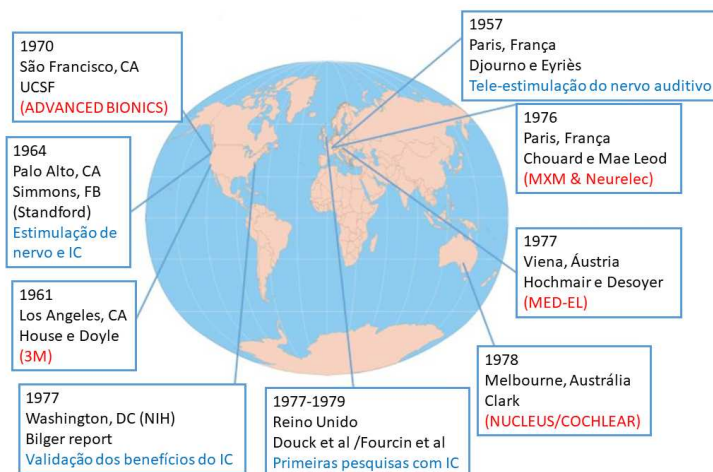
Dessa maneira, é possível que um indivíduo tenha a orelha externa e média funcionando corretamente, mas que os estímulos elétricos deixem de ser produzidos, e portanto não são produzidas sensações auditivas no cérebro. Para contornar esse problema foi concebido um dispositivo que tem como função estimular diretamente as fibras nervosas aferentes do nervo auditivo. Desta maneira, o papel das células ciliadas internas é realizado por um dispositivo eletrônico parcialmente implantável. Atualmente já foi comprovado que os Implantes Cocleares restabelecem o sentido da audição no caso de surdez profunda, ou seja, com perda de mais de 60 dB (RAUSCHECKER; SHANNON, 2002), e já foram considerados a prótese neural mais bem sucedida (WILSON; DORMAN, 2008).

Pode-se considerar que o implante coclear teve seu início com os experimentos de Alessandro Volta, perto de 1800. Volta forneceu o primeiro relato de estimulação elétrica do sistema auditivo: ele conectou cada pólo de uma bateria a uma sonda de metal e inseriu cada lado em um de seus canais auditivos, ouvindo então alguns sons (ESHLAGHI, 2012). Em 1957, outro avanço significativo foi feito, pois André Djourno e Charles Eyriès realizaram um experimento com a primeira estimulação elétrica direta do sistema auditivo humano. Um eletrodo foi implantado em um paciente, que foi capaz de identificar alguns conjuntos de poucas palavras. Porém, o paciente não era capaz de diferenciar locutores ou entender a fala propriamente dita. O dispositivo desenvolvido falhou apenas algumas semanas após a implantação (ESHLAGHI, 2012).

Foi apenas em 1976 que o Instituto Nacional de Saúde dos Estados Unidos (NIH) foi envolvido e encomendou um estudo para avaliar o desempenho dos primeiros dispositivos de IC. O estudo indicou que os sujeitos acompanhados tiveram de fato uma melhor qualidade de vida após a implantação. Dessa maneira, no início dos anos 80 as relações entre instituições de pesquisa e indústria foram fortalecidas, e na década de 90 empresas como a Advanced

Bionics, a Cochlear Limited, a MED-EL e a MXM surgiram e cresceram, se tornando as principais fabricantes de IC's (ESHAGHI, 2012). Muitas dessas empresas surgiram a partir de parcerias com universidades que pesquisavam sobre o tema, como é possível ver na Figura 4.

Figura 4: Localização geográfica das principais empresas e grupos de pesquisa que deram origem aos principais fabricantes de IC's.

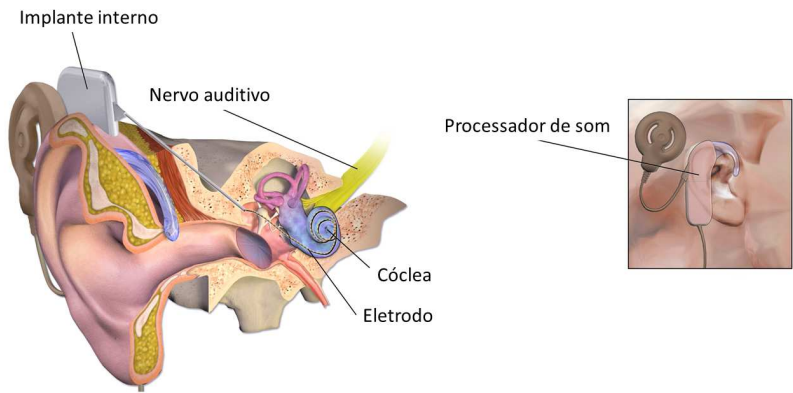


Fonte: adaptado de ESHAGHI (2012)

Atualmente os implantes cocleares tem uma configuração comum entre vários fabricantes, consistindo de duas partes, como ilustrado na Figura 5. A parte externa é responsável por analisar e processar uma entrada acústica, e a parte interna recebe sinais do processador via antena e envia novos sinais para os eletrodos, responsáveis pela estimulação direta dos neurônios do nervo auditivo.

Para garantir estimulação em vários locais da cóclea, de modo a cobrir a faixa de frequências audíveis, um conjunto de eletrodos é agrupado em um "feixe de eletrodos" usando uma base de silicone. Os eletrodos são posicionados de forma a manter entre eles espaçamentos específicos. Existem diversas configurações de feixes de eletrodos comerciais, com diferentes tamanhos, geometrias e locais ótimos de inserção. Duas configurações importantes, que dizem respeito ao espaço ocupado pelo eletrodo dentro do feixe, *Half band* e *Full band* (ou apenas *Banded*), estão ilustradas na Figura 6.

Figura 5: Ilustração esquemática de IC implantando em paciente.



Fonte: adaptado de MEDICAL (2014)

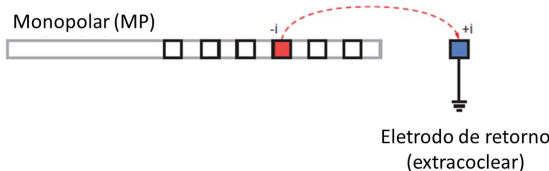
Figura 6: Modelos de eletrodos *Half band* e *Full band*.



Fonte: extraído de COCHLEAR (2011)

Cada eletrodo do feixe deve receber uma estimulação individual (ser capaz de ser estimulado individualmente) ou em pares, caso o feixe tenha configuração para isso. Assim é possível realizar diferentes formas de estimulação, como mono, bi ou multipolar. O tipo de estimulação de eletrodo mais utilizada é a monopolar (WONG, 2015). Na Figura 7 é possível ver um esquemático explicativo da estimulação, na qual a corrente é injetada apenas em um dos eletrodos intracocleares e retorna através dos tecidos corporais para um eletrodo extracoclear. Este eletrodo fora da cóclea, geralmente colocado sob o músculo temporal, é chamado também de referência (terra).

Figura 7: Esquemático da estimulação monopolar.



Fonte: adaptado de WONG (2015)

Dentro do contexto exposto, busca-se com a realização deste trabalho o estudo de modelos de solução numérica que representem o comportamento elétrico da cóclea humana sob estimulação por implante coclear. Maior ênfase será dada em entender quais as diferenças produzidas por cada tipo de representação geométrica, tanto da cóclea como dos eletrodos. Os resultados encontrados serão comparados com os disponíveis na literatura, seja na forma de dados de pacientes implantados ou na forma de comparação com resultados de pesquisadores da área.

1.2 Motivação e objetivos

1.2.1 Motivação

A importância de estudos elétricos a respeito do sistema auditivo humano vem sendo ressaltada desde a década de 60, inclusive pelo ganhador do prêmio Nobel de Fisiologia/Medicina Georg von Békésy (PRIZE, 2018), responsável por descobertas de mecanismos físicos de estimulação dentro da cóclea. Atualmente, após muitos avanços tecnológicos ocorridos, é possível utilizar novas ferramentas para realizar análises elétricas, como o Método de Elementos Finitos (MEF). Desta maneira, ao combinar essa poderosa ferramenta com dúvidas ainda pertinentes a respeito do tema, é possível contribuir para esclarecer cada vez mais o funcionamento do corpo humano, permitindo o aprimoramento do desempenho dos dispositivos biomédicos.

Os estudos a serem realizados nesse trabalho são motivados, primeiramente, pensando em sua grande aplicabilidade para desenvolvimento e aprimoramento de eletrodos para implantes cocleares. Atualmente, quatro grandes marcas fabricantes compartilham parcela majoritária no mercado e significativo conhecimento no assunto. O conhecimento aplicável, permanece, desta maneira, bastante concentrado. Vários grupos de pesquisa estrangeiros buscam, desde a década de 90, produzir conhecimento que possa contribuir para o avanço das próteses. Com esse Trabalho de Conclusão de Curso, busca-se contribuir com novos mo-

delos de excitação da cóclea e discussões que possam ser aproveitadas para o aprimoramento de IC's. Ao mesmo tempo, o trabalho pode colaborar para incentivar mais profissionais a se inteirar do assunto e produzir conteúdo, inclusive no Brasil.

A população brasileira tem crescentes demandas por implantes cocleares, inclusive o sistema de saúde pública brasileiro (SUS) financia a cirurgia de Implantes Cocleares para pessoas com perda de audição grave a profunda que atendem a critérios específicos estabelecido na legislação (SAÚDE, 2014). Apesar de se tratar de um produto com bons resultados em pacientes, ainda restam alguns desafios nessa área.

O próprio sistema auditivo humano, por si só, não tem os seus processos e funcionamento totalmente explicados cientificamente, o que pode ser visto como uma potencial fonte de oportunidades para melhora no desempenho dos implantes. Nota-se que alguns pacientes implantados ainda apresentam dificuldades para reconhecimento de fala, principalmente em ambientes ruidosos, por exemplo. Portanto, há margem para desenvolvimento de conteúdo nessa área.

Após pesquisa na literatura, notou-se que uma série de estudos são sugeridos, como pesquisas envolvendo a preservação da audição pós-implantação, a melhoria do projeto de eletrodo, o desenvolvimento de processo de inserção menos traumático do eletrodo, bem como o uso de células-tronco e várias drogas para reter e regenerar os neurônios na cóclea (ESHAGHI, 2012). Também aponta-se a tendência do uso de modelos tridimensionais e modelagem numérica (HANEKOM, 2016).

Ainda notou-se que, entre os estudos publicados, há poucos que fazem uma comparação entre diferentes modelos de cócleas humanas, seja no quesito da geometria utilizada para a representação das estruturas, seja na formulação escolhida para solução das simulações. Também não são muito comparadas as principais tendências do comportamento elétrico da cóclea obtidas em cada modelo, salvo alguns artigos de revisão. Publicações que façam análise comparativa de diferentes eletrodos comerciais utilizando MEF não foram encontradas. Também são poucos os estudos problematizando a simplificação quase-estática, até recentemente amplamente utilizada, e investigando os efeitos capacitivos dos tecidos, estes evidentes apenas em simulações eletrodinâmicas. Não foram encontrados estudos eletrodinâmicos em modelos de cócleas humanas fielmente representadas (como resultantes de imageamento por microtomografia). Dessa maneira, acreditou-se ser possível contribuir para o avanço do conhecimento na área através das análises citadas.

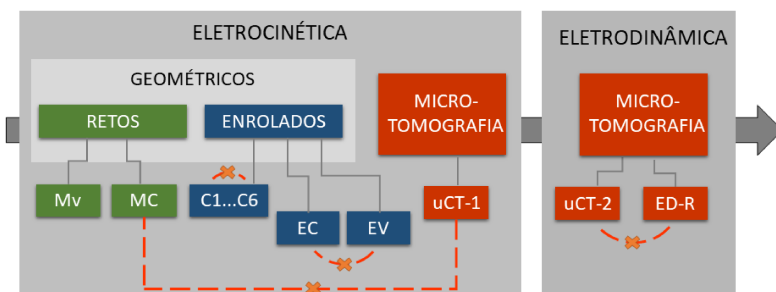
1.2.2 Objetivos

O objetivo principal do trabalho é realizar um estudo do comportamento elétrico da cóclea através de simulações por meio do Método de Elementos Finitos. Este pode ser subdividido em objetivos parciais:

- Análise de diferentes geometrias tridimensionais que representem a cóclea humana: comparação entre os modelos e destes com resultados obtidos através de medição em pacientes implantados.
- Análises de diferentes geometrias de feixes de eletrodos: comparação entre os modelos, avaliando possíveis influências da geometria e tamanho em termos do potencial elétrico gerado.
- Análises utilizando duas formulações elétricas diferentes: avaliar o comportamento elétrico quando diferentes propriedades elétricas estão sendo levadas em consideração.

De forma a atender os objetivos propostos, o documento está organizado seguindo uma estrutura ilustrada na Figura 8. As análises serão apresentadas seguindo sua ordem cronológica de execução e as comparações relevantes feitas são as indicadas na cor laranja na mesma figura. De modo geral, o Capítulo 2 tratará da revisão bibliográfica; o Capítulo 3, a respeito das análises utilizando formulação eletrocinética; Capítulo 4, formulação eletrodinâmica; e por fim, conclusões serão discutidas no Capítulo 5.

Figura 8: Esquemático dos modelos apresentados.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Análises elétricas da cóclea

Historicamente, o estudo do comportamento elétrico da cóclea iniciou através de análises utilizando parâmetros concentrados. Elementos como resistores e capacitores eram utilizados para construir circuitos elétricos que representassem as propriedades elétricas da cóclea (SABA, 2012). Esses primeiros modelos eletroanatômicos foram utilizados principalmente da década de 50 até os anos 90, sendo alguns dos mais conhecidos pela área os apresentados por von Bekèsy e Strelhof. Esse tipo de representação através de redes elétricas perdeu sua importância devido ao desenvolvimento computacional, que permitiu o uso de novas técnicas, mesmo não desaparecendo completamente como mostra o trabalho de VANPOUCKE; ZAROWSKI; PEETERS (2004).

O método de parâmetros concentrados não é recomendado para modelagens mais detalhadas da cóclea estimulada por implante coclear, pela dificuldade de representação fiel das estruturas geométricas. Com os avanços computacionais e a necessidade de investigar melhor os efeitos elétricos das estruturas detalhadas, pesquisadores iniciaram o uso de modelos de condução de volume em análises de solução numérica.

Alguns dos principais artigos, teses e dissertações a respeito de modelagem elétrica da cóclea e/ou estimulação por implantes cocleares, que fazem uso de soluções numéricas, são organizados na sequência de forma a apresentar quais foram as principais análises realizadas até o momento. As informações aqui resumidas estão detalhadas na Tabela 11, disponível no Apêndice B.

1. Análise da interface eletrodo-tecido

Após a implantação dos eletrodos dentro da cóclea, ocorre uma reação por parte do organismo acarretando no crescimento de tecido fibroso de cicatrização ao redor do feixe (HANEKOM, 2005). Alguns autores, como RUBINSTEIN et al. (1987), HANEKOM (2005), LAI; CHOI (2007) e SABA (2012) apresentaram modelos para analisar como a distribuição de potencial elétrico é afetada pela presença do tecido cicatricial.

Hanekom inclusive acoplou um modelo neural e analisou as mudanças no limiar de excitação neural e padrões de excitação das fibras nervosas. Já Lai, comparou diferentes modelos de interface eletrodo-tecido, utilizando apenas modelagem por elementos finitos e elementos finitos juntamente com parâmetros concentrados.

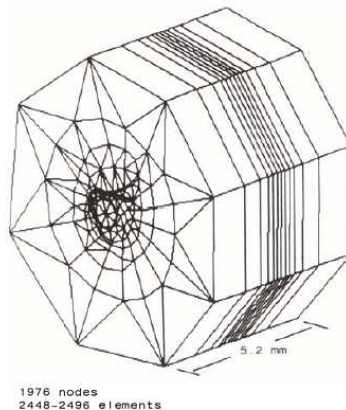
2. Análises elétricas combinadas com modelo neural

Para modelar completamente o comportamento elétrico da cóclea, é preciso levar em

consideração também os processos neurais. Modelos de condução de volume são utilizados para obtenção da distribuição de potencial elétrico dentro da cóclea mediante estimulação, enquanto modelos neurais são capazes de, ao receber como entrada essa distribuição de potencial elétrico, modelar a ativação (ou não) das fibras nervosas do nervo auditivo. Segundo FINLEY; WILSON; WHITE (1990), trata-se de modelo integrado de campo elétrico e modelo neural que combina os dois aspectos (prediz os padrões de campo elétrico na vizinhança dos neurônios e computa a resposta das fibras).

As análises desta categoria iniciaram com Finley em seu modelo de elementos finitos bastante simples, conforme mostrado na Figura 9. Configurações de eletrodos bipolares foram analisadas e as respostas neurais foram calculadas através da função de ativação proposta por RATTAY (1990), que é baseada no cálculo da segunda derivada do potencial elétrico na região dos neurônios.

Figura 9: Modelo de elementos finitos utilizado por Finley com integração com modelo neural.



Fonte: FINLEY; WILSON; WHITE (1990)

As análises seguiram com FRIJNS; SNOO; SCHOONHOVEN (1995), que analisaram a resposta neural para uma variedade de níveis de estímulo e posições de eletrodos. Também são artigos relevantes os de HANEKOM (2001), COHEN (2009) e CHOI; WANG (2014), estes últimos optando por combinar circuitos elétricos com o modelo de elementos finitos. Já CERESA et al. (2015) acoplaram o modelo neural com MEF em modelo humano fiél obtido através de microtomografia.

3. Influência do posicionamento dos eletrodos

Alguns autores fizeram análises buscando entender qual a influência do posicionamento dos eletrodos dentro da cóclea em termos de resposta elétrica. FRIJNS; BRIARE; GROTE (2001) utilizaram um modelo construído através de rotação em espiral de uma seção histológica da cóclea humana e de porquinho-da-índia para analisar comparativamente eletrodos posicionados em região mais próxima ao modíolo com aqueles próximos à parede lateral da cóclea. Foi utilizado apenas um eletrodo comercial, o Clarion HiFocus.

O grupo de BRIARE; FRIJNS (2006) estudou a posição ótima do feixe de eletrodos Clarion HiFocus dentro da cóclea, considerando o limiar de estimulação e seletividade espacial, para uma cóclea com fibras nervosas intactas e para degeneradas. KANG et al. (2015) também utilizaram de modelo neural, analisando como a posição do eletrodo influencia na resposta do nervo auditivo utilizando dois tipos de estimulação: trens de pulso de baixa ou alta frequência. Recentemente, MAREL et al. (2016), estudaram um intervalo preferível para profundidade de inserção de feixes de eletrodo na região da janela oval, para minimizar disparidade de frequência.

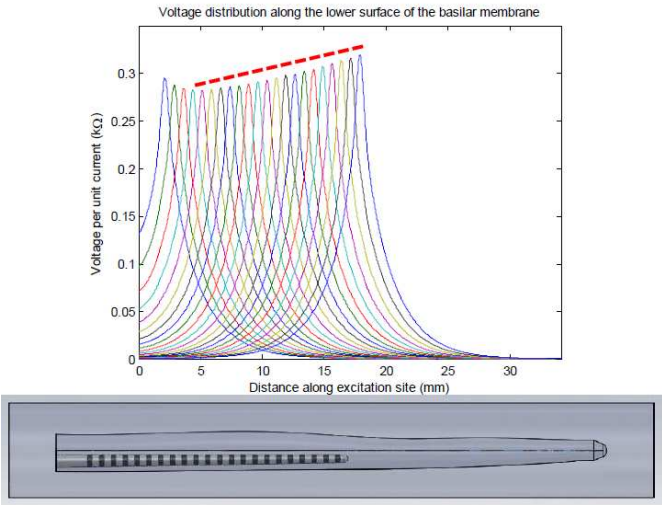
4. Comparação de desempenho de eletrodos

Estudos que comparam eletricamente o desempenho de diferentes eletrodos foram feitos por CHOI; LAI; CHEN (2005). Os autores utilizaram modelos de seção da cóclea extrudada para comparar o desempenho de diferentes tipos de eletrodos não comerciais, como planar, esférico, *banded* e *half-banded*, em relação à capacidade de gerar estímulos neurais.

5. Comparação de modelos de cóclea

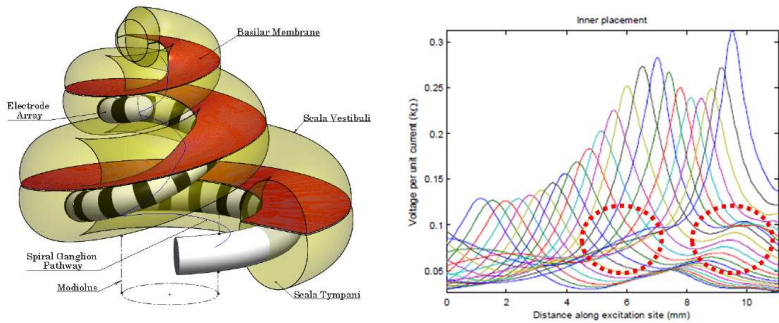
Em sua tese, SABA (2012) comparou modelos retos e enrolados de cóclea humana estimulados com o feixe Nucleus 24 da Cochlear Ltd. Através de curvas de potencial elétrico gerado por estímulo de corrente, medidos ao longo da membrana basilar, mostrou como cada modelo geometricamente diferente influencia no comportamento elétrico da cóclea. Modelos com seção transversal não uniforme acabam alterando a magnitude de potencial elétrico ao longo do comprimento da cóclea, e o modelos enrolados acabam apresentando um segundo pico de excitação, conforme pode ser visto nas Figuras 10 e 11.

Figura 10: Modelo reto de Saba e resultados encontrados, a linha vermelha ressalta a tendência das curvas.



Fonte: adaptado de SABA (2012)

Figura 11: Modelo enrolado de Saba e resultados encontrados, círculos vermelhos ressaltam segundos picos de excitação.



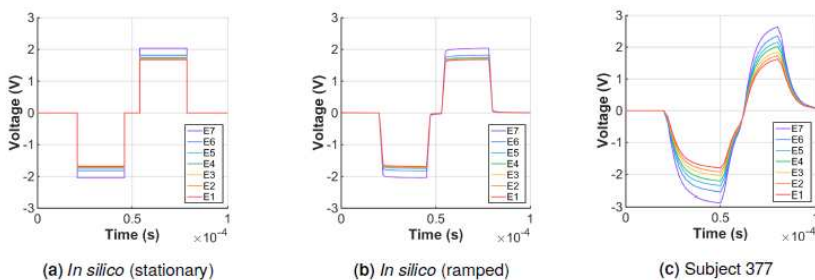
Fonte: adaptado de SABA (2012)

6. Estudos dinâmicos

INGUVA et al. (2015) utilizaram um modelo de seção histológica humana extrudada para analisar a aplicabilidade do critério quase estático nas simulações elétricas da cóclea. Ao comparar a densidade de corrente elétrica em pontos dentro da cóclea, para formulação puramente resistiva e simulação considerando efeitos capacitivos (portanto dinâmica), foram encontradas disparidades.

Seguindo na mesma linha, WONG (2015) apresenta simulações dinâmicas considerando o efeito capacitivo dos materiais que compõem a cóclea, para um modelo de porquinho-da-índia obtido através de imageamento por sTSLIM, método de digitalização a laser. O autor ainda compara os resultados das simulações com medições experimentais. O autor costuma apresentar os resultados através gráficos de potencial ao longo do tempo, restritos a um período do pulso de estimulação, conforme Figura 12.

Figura 12: Curvas de potencial elétrico ao longo do tempo encontradas por Wong, para simulações e medições em animal sob teste.



Fonte: adaptado de WONG (2015)

7. Outros

FRIJNS; KALKMAN; BRIARE (2009) analisaram alguns dos possíveis efeitos indesejados do uso de implantes cocleares. A indicativa clínica de aumento de estimulação do nervo facial em casos de otosclerose coclear foi confirmada, e segundo o autor, a causa principal dessa estimulação indevida do nervo facial seriam os elevados níveis de estimulação injetados através do implante.

A possibilidade de inclusão de novas estruturas físicas nos modelos de cóclea foi apresentada por WONG; LI; CARTER (2012). Os autores proporam um modelo de cóclea

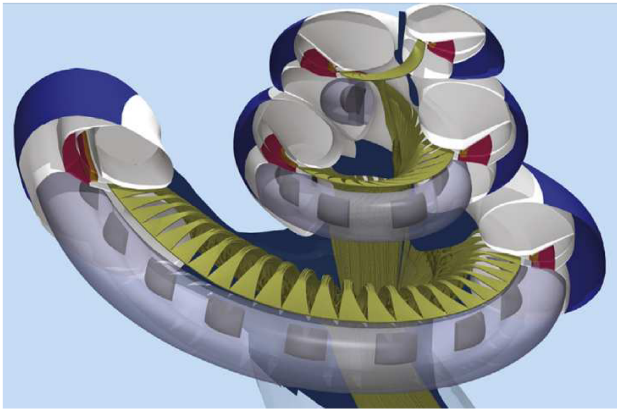
vascularizada, e chegaram à conclusão de que a incorporação de vasos sanguíneos no modelo afeta a distribuição de potencial elétrico na cóclea.

Outra tendência recente é a ideia de elaborar modelos *user specific*, ou seja, modelos com geometria bastante detalhada e específica para cada paciente usuário de IC. Os primeiros resultados, como os de MALHERBE; HANEKOM; HANEKOM (2013) e DANG et al. (2015), se mostram positivos de que o campo elétrico é afetado pelas características geométricas de cada indivíduo.

Estratégias para otimizar o desempenho do implante também estão sendo desenvolvidas por KALKMAN; BRIAIRE; FRIJNS (2015), que analisaram diferentes tipos de estimulação multipolar, visando melhorar a seletividade de estimulação para induzir padrões de excitação espacialmente restritos. Seu modelo tridimensional, ilustrado na Figura 13, pode ser considerado um dos mais detalhados da área, contendo separação do duto coclear em escalas, membrana basilar, órgão de Corti e estruturas neurais.

Também, novas propostas de estimulação estão sendo analisadas. É o caso do trabalho de MUKESH et al. (2017), que analisa os benefícios de se utilizar estimulação magnética através de mini bobinas ao invés de eletrodos convencionais.

Figura 13: Modelo tridimensional de Kalkman.



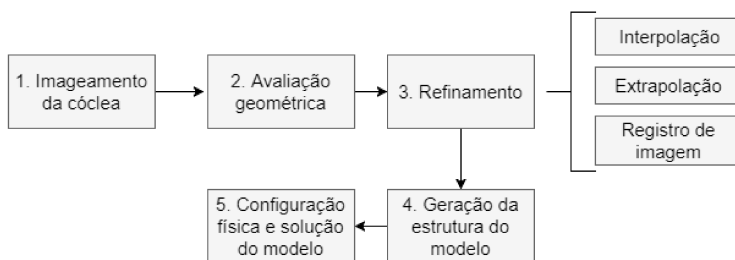
Fonte: KALKMAN; BRIAIRE; FRIJNS (2015)

É possível notar como os modelos de cóclea partiram de geometrias mais simples, retas ou rotacionadas simetricamente, até chegar a modelagens muito representativas, com uso de imageamento por microtomografia. Esse esforço para aumentar o nível de detalhamento das

geometrias pode ser entendido através do explicado por Hanekom em seu artigo de revisão (HANEKOM; HANEKOM, 2016).

No artigo de Hanekom é exposto um fluxo de trabalho para análises elétricas da cóclea utilizando modelos 3D, baseado nos processos mais utilizados por pesquisadores atualmente. O processo inicia-se com a criação de um modelo tridimensional de condução de volume a partir do imageamento da cóclea e finaliza com a realização das simulações de interesse. O processo foi resumido no diagrama da Figura 14. Nota-se, pela quantidade de passos do diagrama, que grande esforço é feito atualmente para obtenção de modelos com grau elevado de representatividade. Inclusive, técnicas cada vez mais modernas são utilizadas para imageamento, como radiação síncrotron (SR-PCI) (ELFARNAWANY et al., 2017).

Figura 14: Fluxograma de geração de modelos 3D da cóclea por imageamento.



Fonte: HANEKOM; HANEKOM (2016)

Segundo Hanekom, a etapa 5 do fluxograma pode ainda ser subdividida em outras duas:

- *Aplicação de condições contorno e fontes*: Implantes Cocleares geralmente são estimulados nos modelos com corrente constante e não tensão. A estimulação com a corrente minimiza os efeitos da impedância do tecido e a variação da impedância de eletrodo-eletrólito (HANEKOM; HANEKOM, 2016).
- *Criação da malha, solução do modelo e interpretação dos resultados*: As geometrias complexas dos modelos às vezes podem exigir o uso de software específico para resolver a malha. Pacotes de software de análise, como Comsol e ANSYS para análise de elementos finitos, são utilizados (HANEKOM; HANEKOM, 2016).

Ainda em (HANEKOM; HANEKOM, 2016), os autores resumem as propriedades elétricas frequentemente atribuídas aos materiais e tecidos que compõem a cóclea implantada, que são muito utilizadas na área. A importância e possíveis aplicações dos modelos elétricos tridimensionais também foram ressaltadas. Nota-se que alguns modelos podem contribuir inclusive para melhorar o desempenho individual de cada paciente após a implantação, pois

cada paciente possui cócleas com geometria e dimensões diferentes, de acordo com uma variabilidade humana, e os eletrodos são inseridos de forma ligeiramente diferente em cada uma delas. Desta maneira, após a cirurgia, um mapa do paciente é feito, determinando quais os níveis de corrente/tensão que podem ser utilizados como excitação em cada eletrodo.

Na revisão do estado da arte nota-se investigação frequente de geometrias animais. Os modelos animais foram muito utilizados para investigações experimentais, já que se tratam de experimentos invasivos. Desta maneira, buscou-se utilizar os dados medidos experimentalmente em modelos computacionais tridimensionais, usando do desenvolvimento de soluções computacionais para estudar os processos da audição. O desenvolvimento de modelos tridimensionais de animais não precedeu os modelos cocleares humanos, os processos ocorreram paralelamente. Os modelos animais possibilitaram investigar melhor a eletrofisiologia do sistema auditivo e auxiliar o desenvolvimento de modelos humanos (HANEKOM; HANEKOM, 2016).

Em relação às análises com eletrodos para implantes cocleares, é possível perceber como os estudos foram focados principalmente em analisar a posição de inserção do arranjo de eletrodos na cóclea e a ocorrência de excitação dos nervos (auditivo e facial). Contudo, não foi encontrada literatura expressiva a respeito da influência da configuração geométrica do feixe (variação do comprimento dos contatos, espaçamento entre contatos, seu raio) na distribuição de potencial elétrico, inclusive uma comparação entre modelos de eletrodos comerciais. A maioria dos estudos usa apenas um tipo de feixe de eletrodos e não faz uma comparação significativa entre vários modelos. Portanto, é possível que ainda existam algumas informações a serem obtidas a partir desta análise.

Segundo a revisão de KALKMAN; BRIARE; FRIJNS (2016) e exposto na tabela-resumo (Tabela 11 Apêndice B), todos os modelos de condução de volume desenvolvidos até o ano de 2004 empregam a aproximação quase-estática de assumir que o conjunto de eletrodos e todas as estruturas cocleares são puramente resistivos. A partir de 2004, e com maior força atualmente, alguns estudos começam a levar em consideração outras propriedades dos materiais.

2.2 Equações de Maxwell e o Método de Elementos Finitos

O físico James Clerk Maxwell foi responsável por unificar as equações que regem todos os fenômenos eletromagnéticos clássicos. As quatro equações de Maxwell: Lei da Indução de Faraday (Eq. (1)), Lei de Àmpere complementada (Eq. (2)), a Lei de Conservação do fluxo magnético (Eq. (3)) e a Lei de Gauss (Eq. (4)) são definidas em sua forma diferencial como sendo:

$$\text{rot } \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\text{rot } \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (3)$$

$$\text{div } \vec{D} = \rho. \quad (4)$$

O conjunto é composto ainda pelas relações constitutivas Eqs (5), (6) e (7).

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (6)$$

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} \quad (7)$$

sendo que \vec{J} representa a densidade superficial de corrente [A/m²], \vec{H} o campo magnético [A/m], \vec{B} a indução magnética [T], \vec{D} a indução elétrica [C/m²], ρ a densidade volumétrica de carga [C/m³], μ a permeabilidade magnética [H/m], ε a permissividade elétrica [F/m], σ a condutividade elétrica [S/m].

Para resolver problemas de eletromagnetismo em estruturas de geometria complexa, é possível utilizar o Método de Elementos Finitos (MEF), que surgiu na década de 1950 e se tornou uma ferramenta eficiente para resolução de problemas descritos por equações diferenciais, incluindo problemas de difusão de campos elétricos e magnéticos em problemas práticos de engenharia. Esses problemas, descritos por equações diferenciais parciais de segunda ordem, cuja solução analítica pode ser de difícil obtenção, passaram a ser resolvidos através de procedimentos numéricos (BASTOS, 2004).

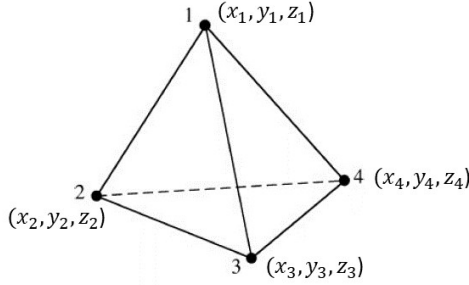
O MEF se baseia na discretização do domínio e do uso de métodos tais como o Método de Galerkin para resolver as equações diferenciais em cada um dos elementos por aproximação, sendo que a solução é obtida pela superposição das soluções parciais. O domínio de estudo é dividido em pequenos elementos. Um nó é definido como o vértice de um ou mais elementos, não podendo ser um ponto situado no meio de uma aresta (BASTOS, 2004). Para estruturas tridimensionais, tetraedros podem ser escolhidos como elementos que constituem o domínio de cálculo. No caso da simulação de um campo elétrico por meio do método de elementos finitos, pode-se considerar que o potencial elétrico varia linearmente de acordo com:

$$V(x, y, z) = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 z, \quad (8)$$

sendo que a_1 a a_4 são os coeficientes de uma equação linear de quatro incógnitas. Con-

siderando que um tetraedro tem quatro vértices, pode-se representá-los conforme mostrado na Figura 15.

Figura 15: Tetraedro com seus pontos cartesianos.



Fonte: adaptado de JIN (2015)

Aplicando a Equação (8) em cada vértice, tem-se o potencial em cada nó:

$$V_1 = a_1 + a_2 x_1 + a_3 y_1 + a_4 z_1$$

$$V_2 = a_1 + a_2 x_2 + a_3 y_2 + a_4 z_2$$

$$V_3 = a_1 + a_2 x_3 + a_3 y_3 + a_4 z_3$$

$$V_4 = a_1 + a_2 x_4 + a_3 y_4 + a_4 z_4.$$

O sistema de equações acima pode ser resolvido utilizando Regra de Cramer (Eq. (9)) e os determinantes de matrizes 4x4 podem ser resolvidos pelo Teorema de Laplace.

$$a_i = \frac{\det A_{ai}}{\det A} \quad (9)$$

$$D = \det A = \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} = 6 \times \text{Volume}$$

$$\det A_{a1} = \begin{vmatrix} V_1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ V_2 & x_2 & y_2 & z_2 \\ V_3 & x_3 & y_3 & z_3 \\ V_4 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} = + \begin{vmatrix} x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \\ x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_1 - \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_3 & y_3 & z_3 \\ x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_2 + \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_3 - \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \end{vmatrix} V_4$$

$$\det A_{a2} = \begin{vmatrix} 1 & V_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & V_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & V_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & V_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} = - \begin{vmatrix} 1 & y_2 & z_2 \\ 1 & y_3 & z_3 \\ 1 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_1 + \begin{vmatrix} 1 & y_1 & z_1 \\ 1 & y_3 & z_3 \\ 1 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_2 - \begin{vmatrix} 1 & y_1 & z_1 \\ 1 & y_2 & z_2 \\ 1 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} V_3 + \begin{vmatrix} 1 & y_1 & z_1 \\ 1 & y_2 & z_2 \\ 1 & y_3 & z_3 \end{vmatrix} V_4$$

$$\det A_{a3} = \begin{vmatrix} 1 & x_1 & V_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & V_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & V_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & V_4 & z_4 \end{vmatrix} = + \begin{vmatrix} 1 & x_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & z_4 \end{vmatrix} V_1 - \begin{vmatrix} 1 & x_1 & z_1 \\ 1 & x_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & z_4 \end{vmatrix} V_2 + \begin{vmatrix} 1 & x_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & z_2 \\ 1 & x_4 & z_4 \end{vmatrix} V_3 - \begin{vmatrix} 1 & x_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & z_3 \end{vmatrix} V_4$$

$$\det A_{a4} = \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & V_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & V_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & V_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & V_4 \end{vmatrix} = - \begin{vmatrix} 1 & x_2 & y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 \end{vmatrix} V_1 + \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_3 & y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 \end{vmatrix} V_2 - \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 \\ 1 & x_4 & y_4 \end{vmatrix} V_3 + \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 \end{vmatrix} V_4$$

Onde "Volume" é o volume do elemento tetraédrico. Chamando o resultado de cada determinante 3x3 nas equações anteriores de p_i , q_i , r_i e s_i , calcula-se o valor de cada parâmetro a_i conforme:

$$a_1 = \frac{1}{D} [p_1 V_1 + q_1 V_2 + r_1 V_3 + s_1 V_4]$$

$$a_2 = \frac{1}{D} [p_2 V_1 + q_2 V_2 + r_2 V_3 + s_2 V_4]$$

$$a_3 = \frac{1}{D} [p_3 V_1 + q_3 V_2 + r_3 V_3 + s_3 V_4]$$

$$a_4 = \frac{1}{D} [p_4 V_1 + q_4 V_2 + r_4 V_3 + s_4 V_4].$$

Pode-se definir as expressões abaixo como as funções de forma ou de interpolação.

$$\phi_1 = \frac{1}{D} [p_1 + q_1 x + r_1 y + s_1 z]$$

$$\phi_2 = \frac{1}{D} [p_2 + q_2 x + r_2 y + s_2 z]$$

$$\phi_3 = \frac{1}{D} [p_3 + q_3 x + r_3 y + s_3 z]$$

$$\phi_4 = \frac{1}{D} [p_4 + q_4 x + r_4 y + s_4 z]$$

Dessa forma, o potencial elétrico pode ser escrito como sendo:

$$V(x, y, z) = V_1 \phi_1 + V_2 \phi_2 + V_3 \phi_3 + V_4 \phi_4.$$

As funções de forma tem as seguintes propriedades (BASTOS, 2004), para i e j variando de 1 a 4, de forma a varrer todos os pontos do tetraedro:

$$\phi_i(x_j, y_j, z_j) = \begin{cases} 1, & \text{se } i = j \\ 0, & \text{se } i \neq j \end{cases} \quad (10)$$

$$\sum_{i=1}^4 \phi_i(x, y, z) = 1 \quad (11)$$

Para valores intermediários de x , y e z no interior do tetraedro, as funções de forma assumirão valores entre 0 e 1, e sua soma sempre será igual a 1.

Como será discutido no próximo capítulo, o gradiente das funções de forma serão utilizados para solução da forma fraca do problema. Por isso, já define-se:

$$\begin{aligned} \text{grad } \phi_1 &= \frac{1}{D}(q_1 \hat{i} + r_1 \hat{j} + s_1 \hat{k}) \\ \text{grad } \phi_2 &= \frac{1}{D}(q_2 \hat{i} + r_2 \hat{j} + s_2 \hat{k}) \\ \text{grad } \phi_3 &= \frac{1}{D}(q_3 \hat{i} + r_3 \hat{j} + s_3 \hat{k}) \\ \text{grad } \phi_4 &= \frac{1}{D}(q_4 \hat{i} + r_4 \hat{j} + s_4 \hat{k}) \end{aligned} \quad (12)$$

Os conceitos e as expressões apresentadas neste capítulo serão utilizados no decorrer desde trabalho para a dedução do sistema matricial a partir do qual são obtidas soluções de problemas envolvendo eletromagnetismo. No âmbito da Engenharia Elétrica, a solução de um problema em elementos finitos parte de uma formulação específica, utilizando as equações de Maxwell de modo a representar os fenômenos físicos envolvidos. Expressões matemáticas são deduzidas, transformadas em uma integração e posteriormente em forma matricial. Um exemplo deste procedimento será discutido no capítulo referente à Eletrocinética.

3 Modelagem eletrocinética da cóclea

3.1 Fundamentação teórica

A formulação eletrocinética, que pode ser definida como o estudo da distribuição espacial da densidade de corrente \vec{J} nos materiais condutores, é representada por duas equações de Maxwell e uma equação constitutiva:

$$\text{rot } \vec{E} = 0 \quad (13)$$

$$\text{div } \vec{J} = 0 \quad (14)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E}. \quad (15)$$

Em relação ao domínio e contornos do estudo, são utilizadas as condições homogêneas descritas nas Equações (16) e (17), que ao serem trabalhadas resultam nas condições de Dirichlet e Neumann, respectivamente.

$$\vec{n} \times \vec{E} \big|_{\Gamma_e} = 0 \rightarrow v \big|_{\Gamma_e} = v_0 \quad (16)$$

$$\vec{n} \cdot \vec{J} \big|_{\Gamma_j} = 0 \rightarrow \vec{n} \cdot \text{grad } v \big|_{\Gamma_j} = 0 \quad (17)$$

Utiliza-se a formulação em função do potencial escalar elétrico, sendo que $\vec{E} = -\text{grad } V$, e tem-se:

$$\begin{aligned} \text{div } J &= 0 \\ \text{div } (\sigma E) &= 0 \end{aligned}$$

$$\boxed{\text{div}(\sigma \text{ grad } V) = 0}. \quad (18)$$

A Equação (18) é conhecida como forma forte do problema eletrocinético, uma vez que é formada por equações diferenciais de segunda ordem. Para encontrar a forma fraca, na qual há uma redução na ordem de derivadas, usa-se o Método dos Resíduos Ponderados.

O método baseia-se em aplicar na Equação (18) um potencial V aproximado, de forma que o divergente não seja exatamente nulo e sim resulte em um resíduo R , conforme a Equação (19):

$$\text{div}(\sigma \text{ grad } V) = R. \quad (19)$$

O método dos resíduos ponderados consiste em aplicar a equação (20):

$$\int_{\Omega} R w \, d\Omega = 0, \quad (20)$$

onde w é uma função de ponderação. Substituindo a Equação (19) em (20) tem-se:

$$\int_{\Omega} \operatorname{div}(\sigma \operatorname{grad} V) w \, d\Omega = 0. \quad (21)$$

Para simplificar a equação é possível utilizar algumas variáveis, chamando $(\sigma \operatorname{grad} V) = u$ e $w = p$. Agora, aplica-se a Fórmula de Green do tipo gradiente-divergente:

$$\int_{\Gamma} n u p \, d\Gamma = \int_{\Omega} \operatorname{div} u p \, d\Omega + \int_{\Omega} u \operatorname{grad} p \, d\Omega. \quad (22)$$

Retomando às variáveis do problema:

$$\int_{\Gamma} n \sigma \operatorname{grad} V w \, d\Gamma = \int_{\Omega} \operatorname{div}(\sigma \operatorname{grad} V) w \, d\Omega + \int_{\Omega} \sigma \operatorname{grad} V \operatorname{grad} w \, d\Omega. \quad (23)$$

O primeiro termo é zerado uma vez que o problema deve obedecer à condição de Neumann e o segundo, devido à Equação 21. Obtém-se assim a forma fraca da formulação:

$$\boxed{\int_{\Omega} \sigma \operatorname{grad} V w \, d\Omega = 0}. \quad (24)$$

Aplicando o método de Galerkin, onde $w = \phi(x, y)$, definido no capítulo anterior, e usando Equação 12, tem-se:

$$\int_{\Omega} \sigma \operatorname{grad} V \cdot \operatorname{grad} \phi_i \, d\Omega = 0.$$

Expandindo para o caso de ϕ_1 :

$$\int_{\Omega} \sigma [(V_1 \operatorname{grad} \phi_1 + V_2 \operatorname{grad} \phi_2 + V_3 \operatorname{grad} \phi_3 + V_4 \operatorname{grad} \phi_4)] \left[\frac{1}{6} (q_1 \hat{i} + r_1 \hat{j} + s_1 \hat{k}) \right] d\Omega = 0.$$

Então

$$\begin{aligned} \frac{\sigma}{(D)^2} [V_1(q_1 q_1 + r_1 r_1 + s_1 s_1) + V_2(q_1 q_2 + r_1 r_2 + s_1 s_2) + V_3(q_1 q_3 + r_1 r_3 + s_1 s_3) \\ + V_4(q_1 q_4 + r_1 r_4 + s_1 s_4)] \int_{\Omega} d\Omega = 0. \end{aligned}$$

Como a integral no domínio resulta no volume do tetraedro, é possível simplificar a equação e escrevê-la na forma matricial. A matriz de contribuição de um elemento é dada na Equação (25).

$$\frac{\sigma}{6D} \begin{bmatrix} q_1q_1 + r_1r_1 + s_1s_1 & q_1q_2 + r_1r_2 + s_1s_2 & q_1q_3 + r_1r_3 + s_1s_3 & q_1q_4 + r_1r_4 + s_1s_4 \\ q_2q_1 + r_2r_1 + s_2s_1 & q_2q_2 + r_2r_2 + s_2s_2 & q_2q_3 + r_2r_3 + s_2s_3 & q_2q_4 + r_2r_4 + s_2s_4 \\ q_3q_1 + r_3r_1 + s_3s_1 & q_3q_2 + r_3r_2 + s_3s_2 & q_3q_3 + r_3r_3 + s_3s_3 & q_3q_4 + r_3r_4 + s_3s_4 \\ q_4q_1 + r_4r_1 + s_4s_1 & q_4q_2 + r_4r_2 + s_4s_2 & q_4q_3 + r_4r_3 + s_4s_3 & q_4q_4 + r_4r_4 + s_4s_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ V_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

Tendo as matrizes de cada elemento, é montada uma matriz de contribuições global:

$$SS \cdot V = Q, \quad (26)$$

no qual,

SS – matriz contendo as contribuições de cada elemento

V – matriz dos potenciais elétricos

Q – matriz nula.

3.2 Estudo de caso: Modelo para comparação com literatura (MV)

3.2.1 O Modelo de Validação

Este capítulo trata das análises realizadas utilizando um modelo de validação (MV), visando validar o modelo por comparação com os resultados obtidos por outro autor. Essa validação possibilita dar continuidade do uso de simulações numéricas para realizar as análises desejadas.

Após a revisão da literatura, o trabalho feito por SABA (2012) em sua tese de doutorado foi escolhido como base para inciar as análises desejadas e realização da validação. Conforme descrito na tese, um modelo tridimensional de seção circular e uniforme foi utilizado para computar o espalhamento de potencial elétrico dentro da cóclea. O modelo proposto por Saba se encontra suficientemente descrito na tese, principalmente em termos de dimensões utilizadas. Alguns informações importantes são:

- Para a espessura da Membrana Basilar (MB), Saba utilizou o valor citado na literatura, que varia de 0,03 mm na base da cóclea até 0,01 mm no ápice, segundo SKRODZKA (2005).
- Foi utilizado um comprimento da MB de 35 mm. O mesmo valor é frequentemente utilizado pela área (STANDRING, 2015; SABA, 2012).
- O osso temporal que circunda a cóclea tem volume de 1 cm³.

O Modelo de Validação (MV) foi construído com base nas informações colhidas na tese de Saba. A geometria foi construída diretamente no COMSOL Multiphysics, software que

analisa o comportamento de sistemas dinâmicos utilizando Método de Elementos Finitos. Este foi escolhido devido à experiência com a ferramenta e pela possibilidade de realizar simulações multifísicas. Para geometrias mais simples, as ferramentas de desenho do próprio COMSOL são suficientes para a criação do modelo de volume. Seguem na Tabela 2 mais detalhes dos parâmetros usados para a construção do MV.

Tabela 2: Características do Modelo de Validação (MV).

Dimensão	Valor [mm]
Comprimento da cóclea	35
Raio da cóclea	1,15
Comprimento da MB	35
Altura da MB	0,03
Largura da MB	2,3
Volume do osso	1 [cm ³] = 40 mm de comprimento e 2,83 mm de raio

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

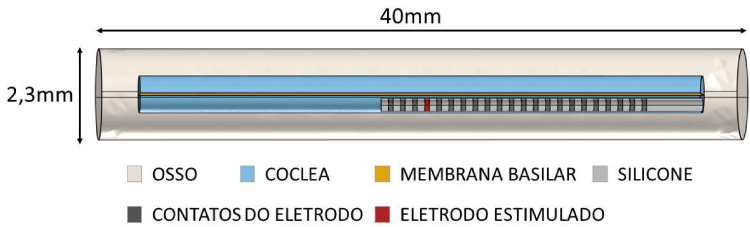
O feixe de eletrodos construído para inserção no MV é uma versão simplificada do modelo apresentado na tese de Saba, visando facilidade construtiva. Em SABA (2012) foi construído um feixe baseado no Nucleus 24 da empresa Cochlear, que, segundo o autor, tem as seguintes características: tamanho ativo de 16,5 mm, comprimento do eletrodo de 0,3 mm, tamanho dos espaçamentos de silicone de 0,45 mm, diâmetro do feixe variando de 0,8 mm a 0,5 mm, sendo 22 o número total de eletrodos. A Tabela 3 explicita os parâmetros usados para a construção do eletrodo simplificado. A geometria do modelo completo está ilustrada na Figura 16.

Tabela 3: Características do modelo de feixe de eletrodos construído para inserção no Modelo de Validação (MV).

Dimensão	Valor [mm]
Comprimento ativo	16,5
Raio	0,4
Comprimento do contato	0,3
Comprimento do espaçamento	0,45

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 16: Vista lateral do Modelo de Validação.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Após a construção do modelo, as simulações utilizando o Método de Elementos Finitos foram feitas no COMSOL. Para isso, foi preciso definir algumas propriedades e condições de contorno. As propriedades elétricas atribuídas a cada material do modelo foram as mesmas usadas pelo autor e seguem na Tabela 4. As mesmas foram investigadas na literatura, e assim pôde-se concluir que já foram utilizadas em diversas outras análises, sendo bem estabelecidas pela área (HANEKOM, 2016). Segundo HANEKOM (2016), a maior parte dessas propriedades foram compiladas por STRELIOFF (1973), PFINGST (1982) e WHITE (1990) e obtidas de animais como porquinhos-da-índia e gerbils (Esquilos da Mongólia), uma vez que dados humanos não estão disponíveis.

Tabela 4: Condutividades elétricas usadas para todas as simulações eletrocinéticas.

Material	Condutividade elétrica [S/m]
Osso	$\sigma_{\text{osso}}=0,156$
Perilinf	$\sigma_{\text{peri}}=1,43$
Membrana Basilar	$\sigma_{\text{MB}}=0,0267$
Eletrodos	$\sigma_{\text{EL}}=1000$
Silicone	$\sigma_{\text{S}}=0,099$

Fonte: HANEKOM; HANEKOM (2016), SABA (2012), FINLEY; WILSON; WHITE (1990) e RATTAY; LEO; FELIX (2001)

Para possibilitar a comparação dos resultados entre o modelo MV e o modelo apresentado na literatura por Saba, as mesmas condições de contorno foram aplicadas em ambos. As condições seguem explicitadas na Tabela 5 e ilustradas nas Figuras 17 e 18. Note que a condição de terra (potencial nulo) foi atribuída à superfície externa do osso, o que é uma aproximação válida de acordo com (SABA, 2012). O autor afirma, em sua tese, a

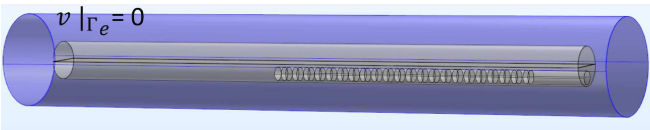
possibilidade de representar a função dos eletrodos de referência configurando apenas a superfície externa do osso como terra. Note também que em toda a fronteira do domínio de cálculo há um potencial imposto, assim a Condição de Neumann, $\bar{n} \cdot \bar{J} |_{\Gamma_j} = 0$, fica aplicada apenas para os nós dentro do domínio.

Tabela 5: Condições de contorno para todas as simulações.

Condição de contorno	Aplicação	Formulação matemática
Terra	Superfície externa do osso	$v _{\Gamma_e} = 0 \text{ V}$ (Dirichlet)
Excitação	Superfície do eletrodo	$i _{\Gamma_e} = 1 \text{ A}$ (Dirichlet)

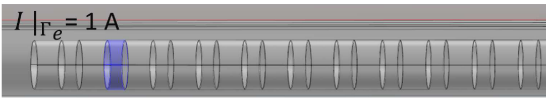
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 17: Aplicação da condição de contorno no osso.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 18: Aplicação da condição de contorno no eletrodo estimulado.



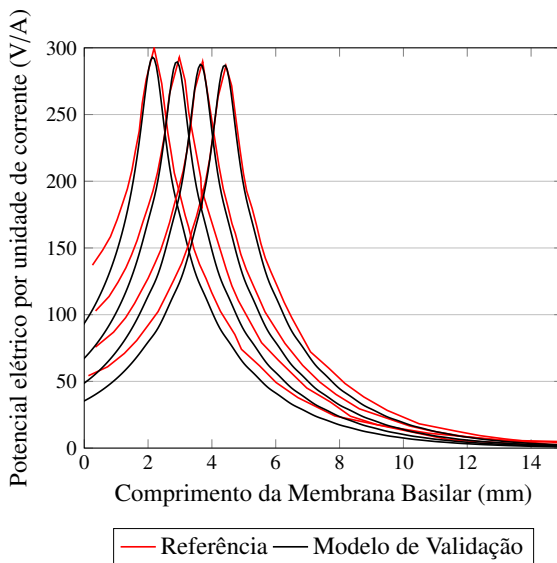
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

A malha de elementos finitos gerada para cálculo dos potenciais dentro do modelo foi construída utilizando as próprias ferramentas disponíveis no COMSOL. As primeiras malhas foram construídas para as estruturas de menor dimensão, como os eletrodos e a membrana basilar, seguindo para a cóclea e por último, o osso. Para cada estrutura foi criada uma malha com geometria tetraédrica e parâmetros de ajuste (tamanho mínimo de elemento e taxa de crescimento entre elementos vizinhos) foram ajustados manualmente até que a configuração ficasse fina o suficiente.

Para estruturas maiores, como o osso, a malha não foi altamente refinada, porém, em regiões delicadas como cantos, a malha foi construída fina. No geral, o Modelo de Validação utilizou malha bastante fina, de aproximadamente 1 milhão de elementos, uma vez que buscava-se alta exatidão para comparação dos resultados com a literatura.

As simulações foram realizadas utilizando o Método de Elementos Finitos no COMSOL, no módulo físico *Electric Currents* em regime estacionário. Com o objetivo de facilitar a comparação dos dados obtidos com os da literatura, foi preciso plotar os resultados de potencial elétrico ao longo do comprimento da membrana basilar. Criou-se uma linha que percorre o comprimento da membrana basilar, na sua superfície inferior. Para a estimulação de cada eletrodo, o resultado da distribuição de potencial elétrico ao longo dessa linha foi medido. Ao comparar os resultados obtidos com o encontrado na literatura, obtém-se o gráfico da Figura 19. Para todos os gráficos deste trabalho nos quais as medições foram feitas em linhas, o resultado é apresentado seguindo o estabelecido pela área: percorrendo a cóclea da base até o ápice.

Figura 19: Comparação do potencial elétrico na superfície inferior da Membrana Basilar no modelo MV e na literatura (SABA, 2012), para estimulação dos 4 primeiros eletrodos basais.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

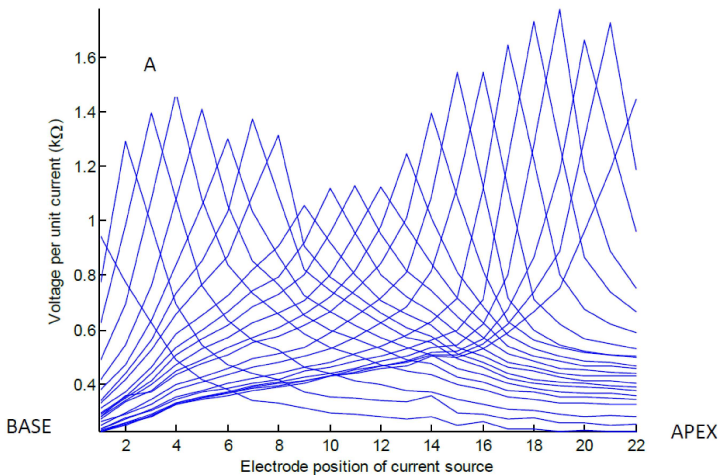
Foi considerado que os resultados obtidos foram suficientemente próximos dos apontados na literatura. Algumas poucas diferenças entre as curvas são notáveis. Como o feixe de eletrodos construído é uma versão simplificada do Nucleus 24 (o diâmetro do feixe foi considerado constante) são esperadas algumas leves diferenças no resultado. Além disso, a curva disponibilizada na literatura teve que ser discretizada para ser reproduzida juntamente ao

gráfico da Figura 19, portanto pode-se tratar também de uma questão de ajustes/interpolação de curva.

Segundo SABA (2012), o potencial elétrico encontrado na superfície inferior da MB, de aproximadamente 300 [V/A], pode ser considerado correto e utilizado como uma forma inicial de analisar o comportamento elétrico. Segundo o autor, a resistência elétrica medida em pacientes é da ordem de $k\Omega$, como mostram as Figuras 20 e 21. Contudo, Saba explica que as resistências elevadas medidas em pacientes podem ser reproduzidas utilizando esse mesmo modelo. No entanto, é necessário levar em consideração uma nova estrutura, que é uma camada extra de tecido criada naturalmente pelo corpo ao redor dos eletrodos implantados, após algum tempo de implantação. Esse tecido foi modelado por Saba como uma estrutura com baixos valores de condutividade elétrica. Saba se baseou nas informação de HANEKOM (2005), e ambos chegaram à mesma conclusão.

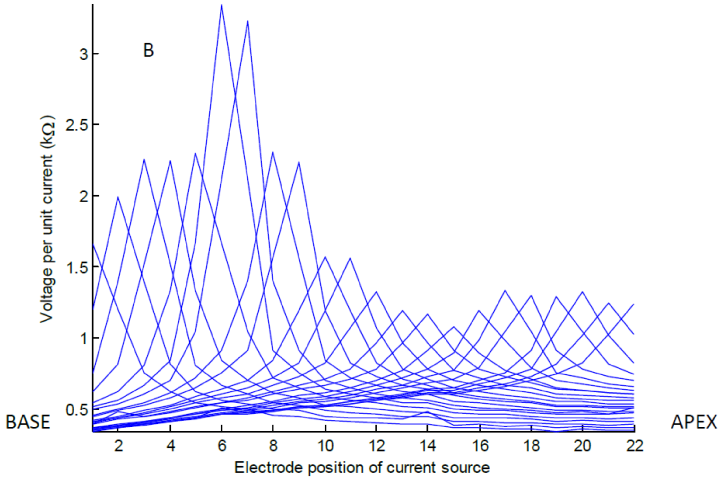
Portanto, para este trabalho, o modelo construído foi considerado validado, sendo possível prosseguir com as análises. Em todas as simulações que seguem, uma simplificação foi aplicada pois o tecido de encapsulamento não foi considerado.

Figura 20: Distribuição de impedância em cada eletrodo, medida em paciente 1.



Fonte: SABA; HONERT; KELSALL (2012, 2007).

Figura 21: Distribuição de impedância em cada eletrodo, medida em paciente 2.



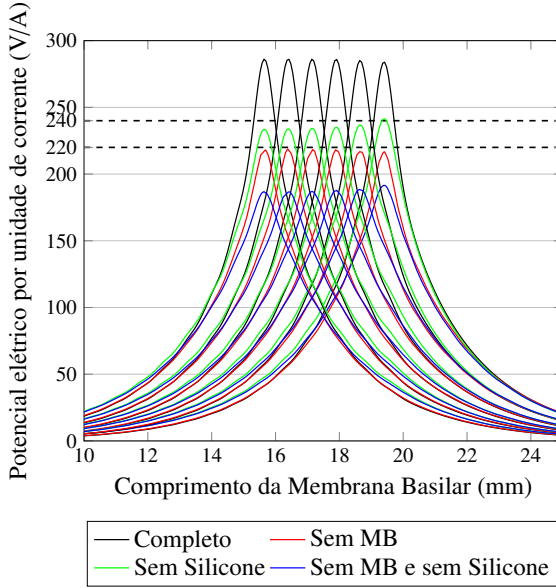
Fonte: SABA; HONERT; KELSALL (2012, 2007).

3.2.2 Influência das estruturas do modelo

Como nem todas as estruturas consideradas no Modelo de Validação poderão ser representadas nos modelos mais complexos de cóclea enrolada, devido à dificuldades construtivas, achou-se importante fazer uma análise da influência da presença de certas estruturas.

Para tanto, o Modelo de Validação foi modificado de forma a gerar três modelos derivados. O primeiro, não tem uma membrana basilar, enquanto o segundo não apresenta o silicone que conecta os eletrodos no feixe. O terceiro modelo combinou os dois anteriores, ou seja, nem MB nem silicone foram representados. Os resultados encontrados para estimulação monopolar utilizando os três modelos são mostrados na Figura 22, juntamente com os resultados do modelo MV original. O potencial elétrico por unidade de corrente é reduzido quando uma dessas estruturas não é levada em consideração. As reduções são consideráveis quando o silicone e a membrana basilar são removidos ao mesmo tempo.

Figura 22: Potencial elétrico na superfície inferior da MB, variando algumas características do modelo MV, para estimulação monopolar dos 6 eletrodos mais apicais.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Para não limitar as comparações apenas à magnitude do valor do potencial elétrico gerado, resolveu-se utilizar como critério de comparação também o espalhamento gerado pelo feixe de eletrodos ao longo da membrana basilar. Com a curva de potencial elétrico que é gerada pela estimulação de um eletrodo, é possível aplicar o método da Banda de Meia Potência e relacionar o pico da curva com a largura da sua banda, obtendo uma forma de mensurar o espalhamento. Fazendo uma média dos espalhamentos gerados por cada eletrodo do feixe, calcula-se um valor de espalhamento médio para determinada configuração.

O espalhamento $S(x)$ ao longo do comprimento x da Membrana Basilar pode ser definido como:

$$S(x) = \frac{\Delta x_{MP}}{P} = \frac{[mm]}{[V/A]}, \quad (27)$$

sendo Δx_{MP} a banda de meia potência e P o máximo potencial elétrico na linha ao longo da membrana basilar.

A Tabela 6 apresenta o espalhamento médio encontrado para cada modelo. Os resultados indicam que ao remover ambos, silicone e membrana basilar, do Modelo de Validação, as curvas ficam mais largas (menos seletivas).

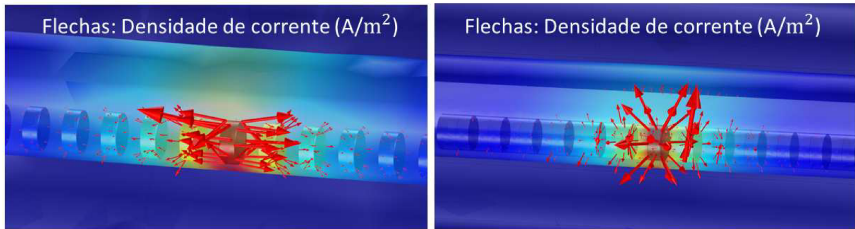
Tabela 6: Comparação do espalhamento médio das curvas no MV.

Modelo	Espalhamento médio $\bar{S} \left[\frac{\text{mm}}{(V/A)} \right]$
VM, completo	0,0038
VM, sem silicone	0,0066
VM, sem MB	0,0067
VM, sem silicone, sem BM	0,0104

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Portanto, ao aplicar simplificações no modelo, como não considerar algumas das estruturas, a magnitude e a distribuição do potencial elétrico ao longo da Membrana Basilar são afetadas. Isso pode ser observado claramente na Figura 23, onde os resultados para o VM e VM-sem-MB-sem-Silicone são plotados em termos de densidade de corrente. A direção da corrente apresentada no modelo MV é claramente alterada quando o silicone e a MB são removidos, pois a baixa condutividade do silicone não está mais impedindo a condução da corrente elétrica na direção horizontal.

Figura 23: Densidade de corrente para o MV completo (direita) e para o MV sem MB e sem silicone (esquerda), quando o 16º eletrodo é estimulado.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

3.3 Eletrodos comerciais construídos

Dados de diferentes feixes de eletrodos comerciais foram disponibilizados no site da empresa Cochlear Ltd (COCHLEAR, 2012). Destes, três foram selecionados para análises comparativas, que serão executadas em diferentes modelos de cóclea. O critério de escolha se deu basicamente em função da diversidade de características que cada arranjo de eletrodo apresenta. Para formar o grupo de análise, foram selecionados feixes de eletrodos que apresentam dimensões e espaçamentos de silicone diferentes. Também, foram selecionados feixes de eletrodos que garantam variação na sua configuração, representando casos em que o eletrodo

ocupa praticamente toda a seção transversal do feixe (*full-banded*) e em que ocupa apenas uma parte, geralmente contendo duplas de eletrodos (*non full-banded* ou *half banded*).

As informações apresentadas no documento da Cochlear não estavam completas e portanto não descreviam todas as dimensões necessárias para a reprodução fiel dos feixes. Em casos *non full banded*, não ficou explícita a porção da seção transversal do feixe que é de fato ocupada pelos eletrodos. Portanto, algumas aproximações precisaram ser feitas.

Todos os feixes de eletrodos foram construídos em formato circular, formando um cilindro com raios de diferentes dimensões em cada extremidade. O comprimento de cada eletrodo, para cada feixe, é indicado nas Tabelas 7, 8 e 9, assim como qual a porção de seção transversal ocupada. Alguns feixes têm eletrodos ou espaçamentos que variam de dimensão seguindo uma certa lógica. Essa lógica foi obtida através do indicado no documento da Cochlear Ltd (COCHLEAR, 2012), e é apresentada iniciando a contagem a partir do eletrodo mais apical.

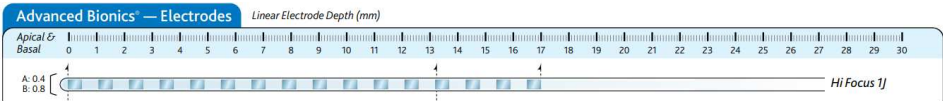
• ADVANCED BIONICS (AB) HIFOCUS 1J

Tabela 7: Características do eletrodo Advanced Bionics HiFocus 1J.

Dimensão	
Diâmetro apical	0,4 mm
Diâmetro basal	0,8 mm
Contatos	16 contatos de 0,5 mm
Espaços	15 espaços de 0,6 mm
Espaço extra	8 mm
Comprimento ativo	17 mm
Comprimento total	25 mm
Profundidade dos eletrodos	<i>Full-banded</i>

Fonte: COCHLEAR (2012)

Figura 24: Ilustração do Advanced Bionics HiFocus 1J.



Fonte: COCHLEAR (2012)

Figura 25: Geometria utilizada do Advanced Bionics HiFocus 1J.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

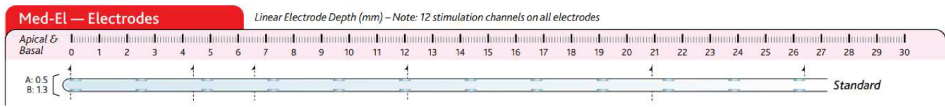
• MEDEL STANDARD

Tabela 8: Características do eletrodo MED-EL Standard.

Dimensão	
Diâmetro apical	0,5 mm
Diâmetro basal	1,3 mm
Contatos	24 contatos (12 superiores e 12 inferiores), seguindo a lógica: 0,3-0,4-0,4 mm
Espaços	11 espaços de 2 mm
Espaço extra	5,1 mm
Comprimento ativo	26,4 mm
Comprimento total	31,5 mm
Profundidade dos eletrodos	1/4 do diâmetro apical

Fonte: COCHLEAR (2012)

Figura 26: Ilustração do MED-EL Standard.



Fonte: COCHLEAR (2012)

Figura 27: Geometria utilizada do MED-EL Standard.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

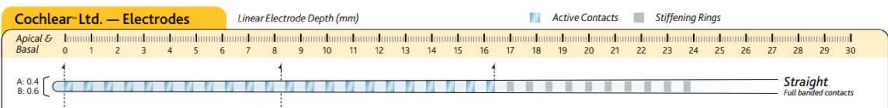
• COCHLEAR STRAIGHT

Tabela 9: Características do eletrodo Cochlear Straight.

Dimensão	
Diâmetro apical	0,4 mm
Diâmetro basal	0,6 mm
Contatos	22 contatos de 0,3 mm
Espaços	21 espaços, seguindo a lógica: 0,4-0,5-0,5 mm
Espaço extra	7,5 mm
Comprimento ativo	16,4 mm
Comprimento total	23,9 mm
Profundidade dos eletrodos	Full-banded

Fonte: COCHLEAR (2012)

Figura 28: Ilustração do Cochlear Straight.



Fonte: COCHLEAR (2012).

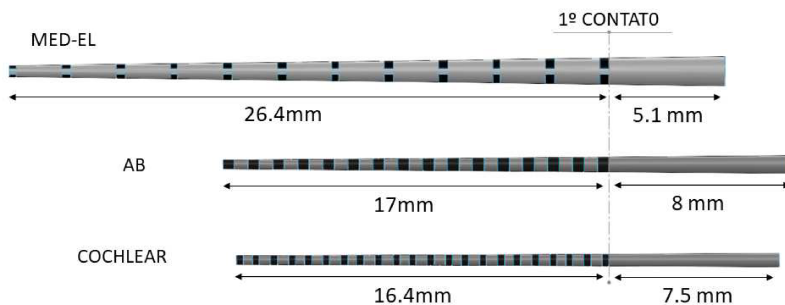
Figura 29: Geometria utilizada do Cochlear Straight.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Para observação comparativa, na Figura 30 segue uma imagem dos eletrodos modelados na mesma escala. A modelagem dos feixes de eletrodo foi feita no software CAD SolidWorks e posteriormente cada um dos feixes de eletrodos foi inserido dentro de um modelo de cóclea reta (Modelo Cilíndrico (MC)) e dentro de um modelo de cóclea enrolada (Modelo enrolado 1 (μ CT-1)), para realizar as análises comparativas.

Figura 30: Feixes de eletrodos modelados.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

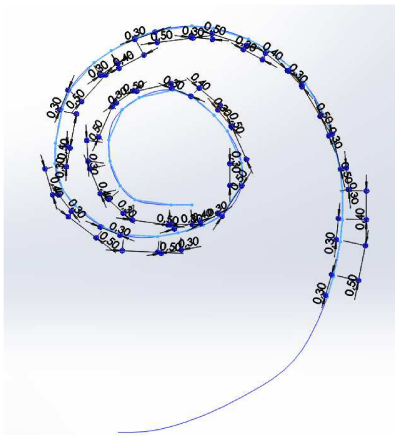
Para inserir os feixes de eletrodos comerciais no modelo de cóclea enrolada, foi necessário um processo mais complexo. Para garantir que os diferentes modelos de feixe pudessem ser comparados, foi preciso que os mesmos estivessem numa mesma posição dentro da cóclea, ou seja, inseridos no mesmo local e tendo a mesma curvatura. Para garantir isso, foi construída uma curva guia no software *Blender*. O software foi escolhido pois permite trabalhar de maneira fácil com ferramentas gráficas, principalmente curvas Bezier, através de três pontos de controle facilmente manipuláveis.

No programa, foi importada a geometria de uma cóclea humana, que será disutida no Capítulo 4. Dentro dela, utilizou-se as curvas Bezier para construir a curva-guia de forma a permitir um bom posicionamento do feixe dentro da estrutura. A curva foi exportada através de arquivo .txt, para poder ser reconstruída facilmente.

Inicialmente, partiu-se da ideia de utilizar a curva guia para deformar os modelos já construídos no COMSOL. Várias tentativas de deformação do feixe ao longo da curva foram feitas no Solidworks, todas resultando em geometrias inválidas pelo software e portando impossibilitadas de construção. Para contornar a situação, foi feita uma simplificação: a curva guia foi importada no Solidworks e aproximada por vários segmentos de reta, cada um com uma dimensão importante para a construção do feixe, como as dimensões dos eletrodos e dos espaçamentos entre eles.

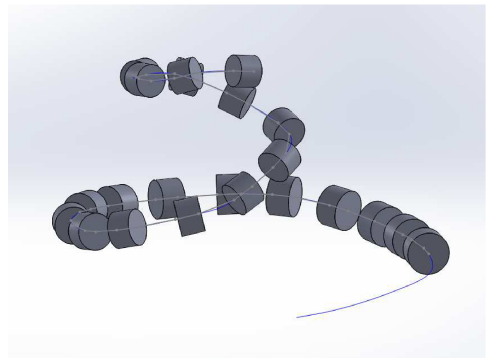
Ferramentas de posicionamento do Solidworks, baseadas em diferenças de posições geométricas entre os dois elementos desejados (neste caso, cóclea e eletrodos), foram usadas para posicionar cada eletrodo ao longo da curva-guia. O resultado final, foi que os eletrodos de cada feixe se encontram colineares com uma mesma linha e separados entre si pelas distâncias requeridas por cada modelo. As Figuras 31 e 32 podem ajudar a entender o procedimento. O resultado obtido não permitiu a modelagem do silicone, devido a dificuldades de construção de geometrias irregulares por parte do SolidWorks.

Figura 31: Aproximação da curva guia por retas, no Solidworks.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 32: Eletrodos do feixe Cochlear Straight posicionados na curva-guia.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

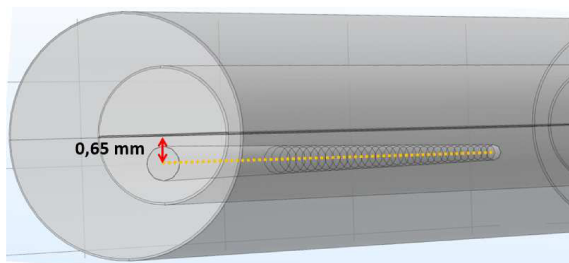
3.4 Estudo de caso: Modelo Cilíndrico (MC)

O Modelo Cilíndrico (MC) foi criado tendo como base o Modelo de Validação (MV), portanto trata-se de uma modelagem da cóclea humana como um simples cilindro reto. Apenas dois ajustes foram feitos: o diâmetro do cilindro que representa a cóclea e a largura da membrana basilar. Estes foram alterados em relação ao modelo MV, de tal forma que o raio da cóclea seja de 1,6 mm. Tal modificação foi necessária uma vez que um dos eletrodos comerciais, o MED-EL Standard, tem diâmetro maior do que o possível de ser inserido na escala timpânica do modelo VM.

Os três feixes de eletrodos foram posicionados dentro da cóclea de modo que uma linha imaginária, posicionada no centro do feixe, ficasse a uma distância de 0,65 mm da superfície inferior da Membrana Basilar, como indica a Figura 33. Dessa maneira, foi possível realizar três séries de simulações, em cada série ocorre a estimulação monopolar de cada eletrodo

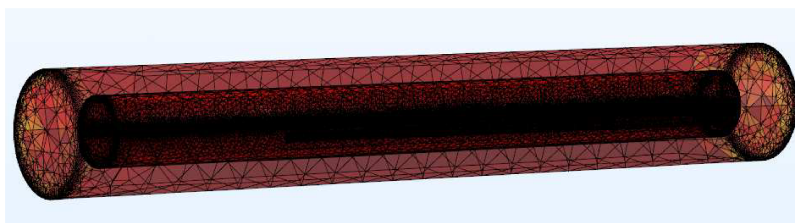
de um dos três feixes comerciais. No caso do MED-EL Standard, cada par de eletrodos foi excitado conjuntamente.

Figura 33: Posicionamento dos eletrodos no MC.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

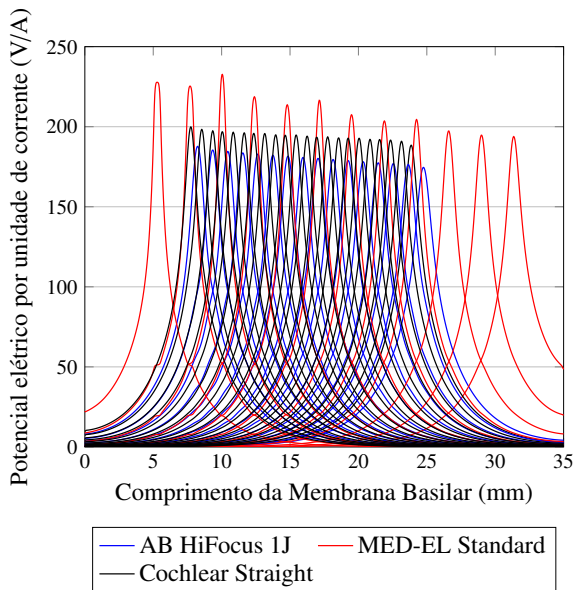
Figura 34: Elementos de superfície da malha para simulação de Modelo Cilíndrico.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Como aproveitou-se o Modelo de Validação para geração do novo modelo, foi mantida a malha de 1 milhão de elementos (Figura 34), pois, apesar do número excessivo, o tempo de simulação não foi considerado longo. Os resultados de potencial elétrico medidos ao longo da superfície inferior da membrana basilar estão expostos comparativamente na Figura 35. É possível concluir que os maiores potenciais elétricos produzidos ao longo da membrana basilar ocorrem com o feixe de eletrodos MED-EL Standard.

Figura 35: Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da superfície inferior da MB no MC, usando diferentes modelos comerciais de feixes de eletrodo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

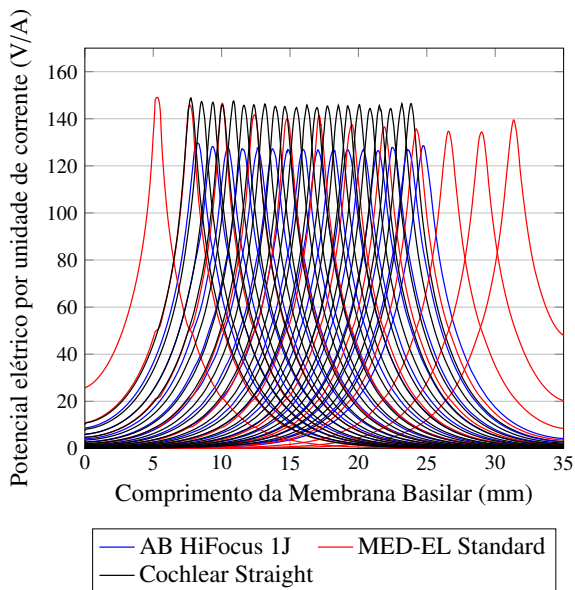
Isso traz fortes indícios de que o MED-EL Standard estimula os terminais do nervo auditivo que se conectam ao Órgão de Corti mais facilmente. Isso pode ser devido ao seu maior raio ou à configuração *non full banded*, na qual um par de eletrodos é excitado simultaneamente. Portanto, o feixe pode ser considerado mais eficiente, pelo menos quando comparado com os outros eletrodos analisados na mesma posição de inserção.

Contudo, também pode ser concluído que, de maneira geral, os três modelos de feixes de eletrodos produzem distribuições de potenciais elétricos bastante similares. Para uma mesma região da membrana basilar, a maior diferença de potencial produzido entre os modelos é de aproximadamente 45 V/A. Em termos de excitação em regiões apicais, os modelos da Cochlear e Advanced Bionics excitam uma área bastante similar da cóclea, enquanto o feixe da MED-EL consegue excitar regiões mais apicais, já que é consideravelmente mais longo que os outros dois.

Foi realizada uma análise de influência de estruturas para o Modelo Cilíndrico, da mesma forma que no Modelo de Validação. Os resultados para configuração sem membrana basilar e sem silicone encontram-se na Figura 36 e indicam uma redução do potencial elétrico

produzido. Além disso, a diferença de potencial elétrico produzido entre os feixes comerciais tornou-se ainda menor, fazendo com que seu desempenho seja mais similar. Os resultados da Figura 36 podem ser usados posteriormente para uma comparação justa com o Modelo Enrolado 1 (μ CT-1), apresentado na próxima seção.

Figura 36: Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da região da Membrana Basilar, para o Modelo Cilíndrico sem MB e sem silicone, para diferentes modelos comerciais de feixe de eletrodos.



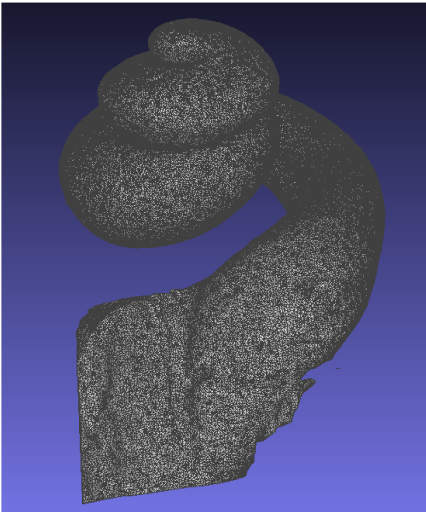
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

3.5 Estudo de caso: Modelo Enrolado 1 (μ CT-1)

Um conjunto de imagens obtidas através de microtomografia (μ CT) (BRAUN; BÖHNKE; STARK, 2012; STARK et al., 2012) foi utilizado para reconstrução tridimensional de uma cóclea humana. Os arquivos foram disponibilizados pelo Dr. Frank Boehnke da Universidade Técnica de Munique. O volume gerado foi salvo no formato .stl (Stereolithography), gerando um arquivo que contém toda a geometria 3D representada em forma de malha (conjunto de triângulos). Esse formato foi escolhido uma vez que é usado para impressões 3D, existindo assim uma variedade de programas de livre acesso que podem ser usados para manipular os arquivos.

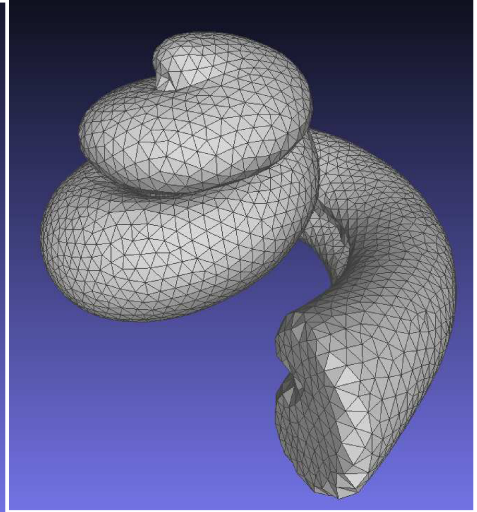
A geometria disponibilizada consistia em uma malha densa, de 443 mil faces e 222 mil vértices, que pode ser vista na Figura 37. Devido à dificuldade de interpretação de malhas pesadas por parte do COMSOL, um processo para simplificação foi adotado. Foram aplicados filtros na imagem, *Quadratic Edge Collapse Decimation* e *Laplacian Smooth* do programa *Meshlab*, assim como a ferramenta *Remesh tool* do *Meshmixer*. Note que a cóclea também foi cortada próxima à região da janela redonda, pois a geometria estava muito irregular. A malha resultante, vista na Figura 38, apresenta 7 mil faces e 4 mil vértices.

Figura 37: Malha original da cóclea.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 38: Malha simplificada da cóclea.

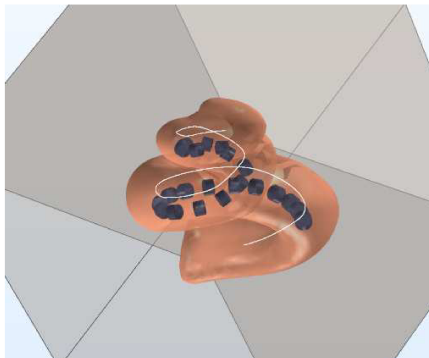


Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Para a finalização do Modelo Enrolado 1 (μ CT-1), visto na Figura 39, além da geometria da cóclea e dos eletrodos comerciais, foi adicionado um modelo de osso. Esse último foi construído na forma de um cubo de 10 mm de lado, visando manter o volume indicado de 1 cm³. Ao mesmo tempo, era prioridade manter uma modelagem simples, já que a geometria da cóclea é complexa e de difícil leitura pelo COMSOL. A malha de elementos finitos para este modelo foi construída com aproximadamente 70 mil elementos.

A mesma curva guia mencionada na Seção 3.3 foi posicionada a aproximadamente 0,6 mm na direção normal aos eletrodos e utilizada para plotagem de resultados das simulações. O valor foi denificado em 0,6 mm pois uma distância maior posicionaria a linha fora das paredes da cóclea, já na região do osso.

Figura 39: Modelo Enrolado 1 (μ CT-1) com curva de medição de resultados destacada.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

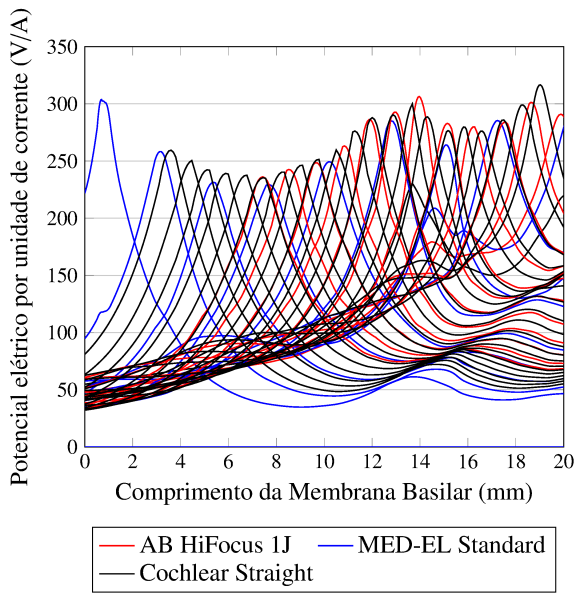
Uma vez que cada modelo de feixe de eletrodo tem comprimento diferente, nem todos puderam ser acomodados inteiramente dentro do Modelo Enrolado 1 (μ CT-1), sendo então truncados. Os feixes foram posicionados de maneira que todos terminassem em um mesmo ponto apical, o que corresponde razoavelmente bem a procedimentos cirúrgicos.

Também deve ser notado que o modelo μ CT-1 não apresenta membrana basilar e silicone, portanto, os resultados das simulações que seguem na Figura 40 devem ser comparados com o caso do Modelo Cilíndrico equivalente (Figura 36).

Na Figura 40 é possível ver que há um comportamento similar entre os três feixes de eletrodos. Também, para cada eletrodo estimulado, um segundo pico de excitação aparece. Esse fenômeno é conhecido na literatura como estimulação cruzada (FRIJNS; SNOO; SCHOONHOVEN, 1995; SABA, 2012; FRIJNS; BRIARE; GROTE, 2001). Segundo Frinjs (FRIJNS; BRIARE; GROTE, 2001), esse efeitos podem levar a dificuldades perceptivas, porque o aumento do nível de estímulo levará, de repente, à excitação de fibras fisiologicamente associadas a diferentes frequências.

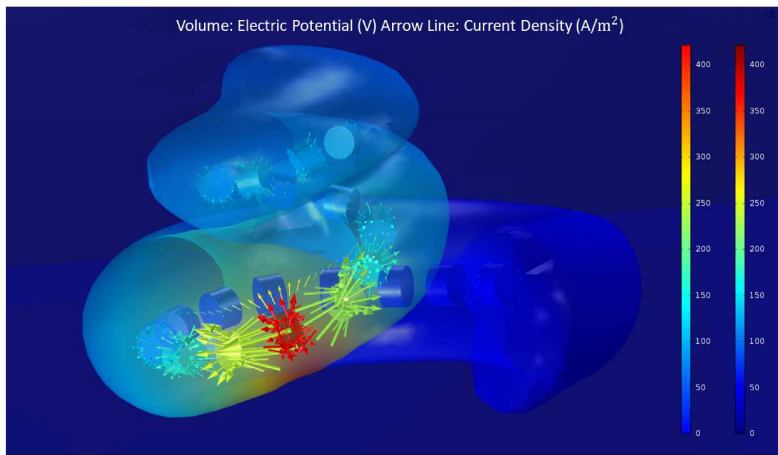
Para a estimulação monopolar de um eletrodo basal, foi plotada a densidade de corrente elétrica, como indica a Figura 41. É visível como a densidade de corrente de uma volta da cóclea alcança a outra, confirmando que os tecidos e fluidos que compõem a cóclea são capazes de conduzir estimulação elétrica até outras áreas, além das pretendidas. A estimulação cruzada também pode ser vista em curvas de pacientes, conforme Figuras 20 e 21.

Figura 40: Potencial elétrico por unidade de corrente na linha ao longo da região da MB para o modelo μ CT-1 com diferentes feixes de eletrodos.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 41: Densidade de corrente dentro da cóclea, para estimulação de eletrodo basal.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Foram feitas análises de seletividade, comparando os modelos Cilindrico (MC) e Modelo Enrolado 1 (μ CT-1), seguindo o critério da Banda de Meia Potência conforme Equação (27). As Figuras 42, 43 e 44 comparam os resultados de largura de banda e espalhamento para os dois modelos, para cada feixe de eletrodo comercial.

Figura 42: Largura da banda e seletividade do feixe Advanced Bionics HiFocus 1J para modelos MC e μ CT-1.

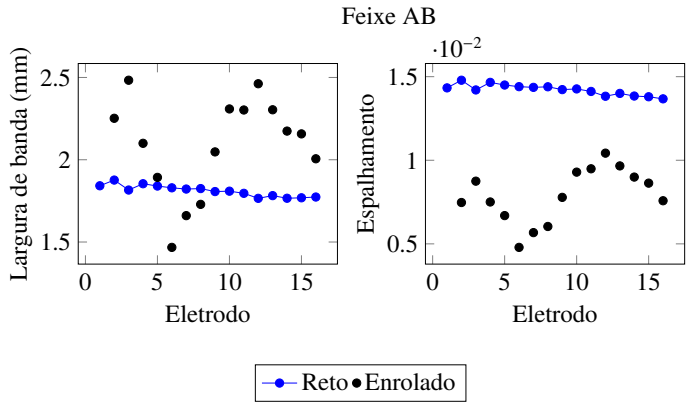


Figura 43: Largura da banda e seletividade do feixe Cochlear Straight para modelos MC e μ CT-1.

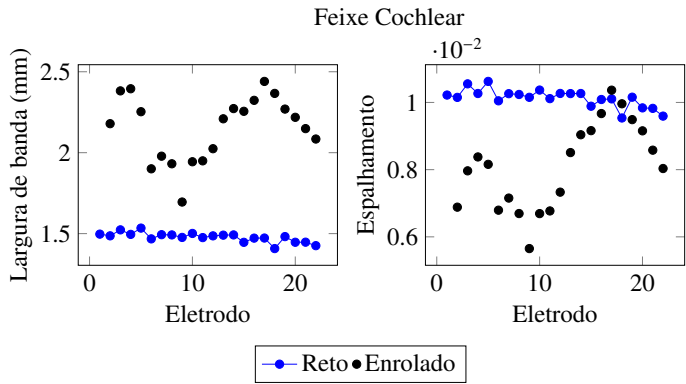
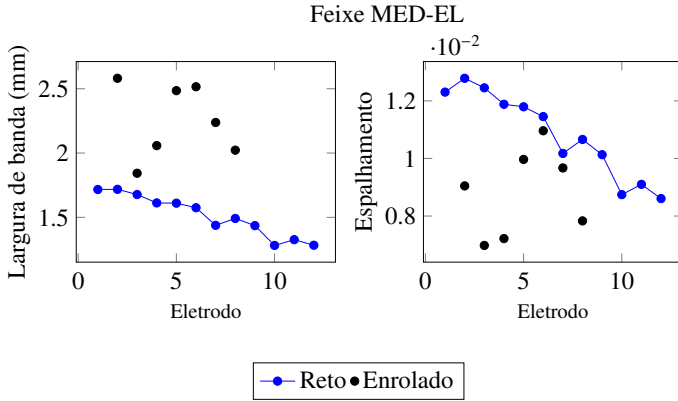


Figura 44: Largura da banda e seletividade do feixe MED-EL Standard para modelos MC e μ CT-1.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Pode ser notado que todos os modelos de feixe de eletrodos analisados têm largura de banda e espalhamento de potencial elétrico muito similares. Contudo, quando os resultados do Modelo Cilíndrico e Modelo Enrolado 1 são comparados, nota-se uma tendência diferente para cada um.

Tanto o espalhamento como a largura de banda medidos no Modelo Enrolado 1 apresentaram variações para diferentes eletrodos num mesmo feixe, praticamente seguindo um padrão oscilatório. As mesmas variáveis medidas no Modelo Cilíndrico se apresentaram constantes ou então com um decaimento linear com o número do eletrodo.

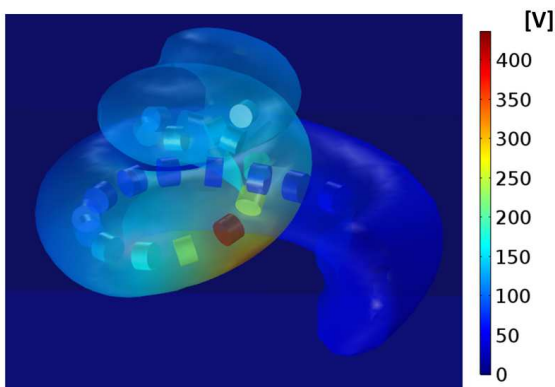
Uma possível explicação para essa diferença entre os dois modelos pode ser a curva guia utilizada para posicionar o feixe de eletrodos. No Modelo Cilíndrico, os eletrodos são centralizados dentro do tubo que representa a cóclea, isso se reflete na ocorrência das mesmas distâncias laterais entre o eletrodo e a parede da cóclea durante todo o seu comprimento. No modelo enrolado isso não pôde ser reproduzido. A curva guia não ficou exatamente centralizada e nem sua inclinação constante.

Contudo, com a cirurgia de inserção de feixes de eletrodos em pacientes, é difícil de se obter um resultado no qual os eletrodos fiquem centralizados em relação a todas as seções da cóclea. É possível que os resultados encontrados pelo Modelo Enrolado 1 sejam mais realistas do que os encontrados para o Modelo Cilíndrico. Esse também pode ser um comportamento causado pela geometria irregular da seção da cóclea humana. Portanto, sugere-se que maiores averiguações sejam feitas por pesquisadores da área.

Resultados de grandezas elétricas de interesse, como potencial elétrico, campo elétrico,

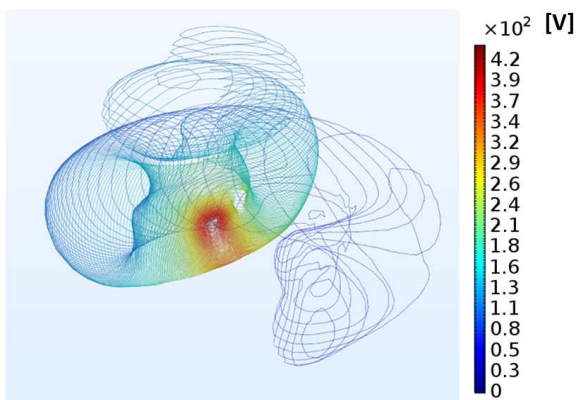
densidade de corrente superficial e indução elétrica, seguem nas Figuras 45 a 51 para simulação monopolar para o 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.

Figura 45: Potencial elétrico para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.



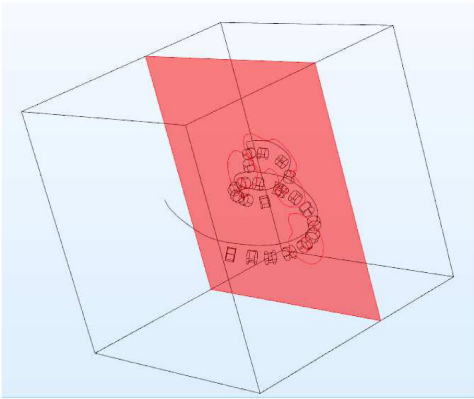
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 46: Equipotenciais para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.



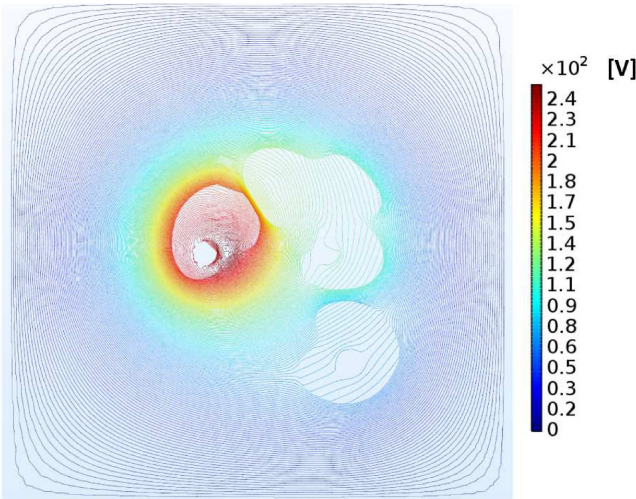
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 47: Corte em seção do modelo μ CT-1.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

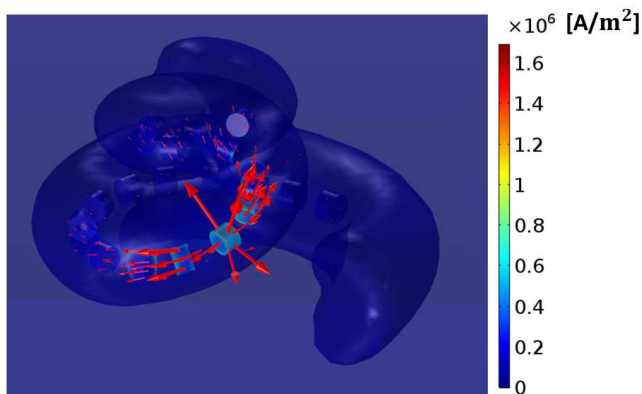
Figura 48: Equipotenciais para corte em seção do modelo μ CT-1.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

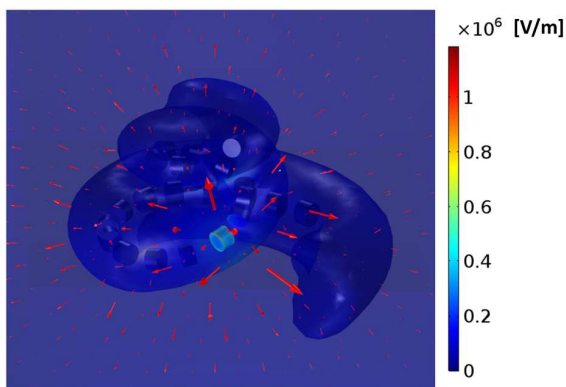
Figura 49: Densidade de corrente superficial para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)



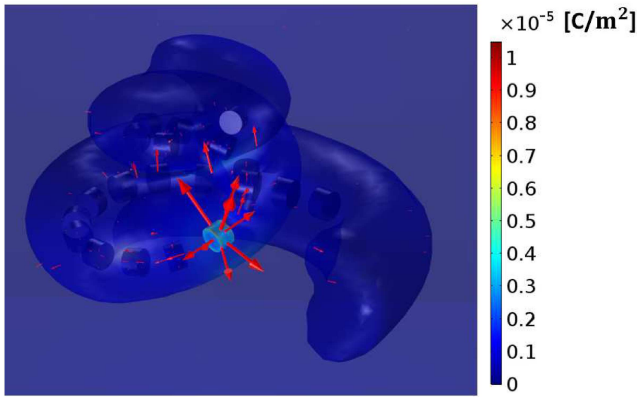
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 50: Campo elétrico para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 51: Indução elétrica para modelo μ CT-1 sob estimulação do 13º eletrodo do feixe Cochlear Straight.

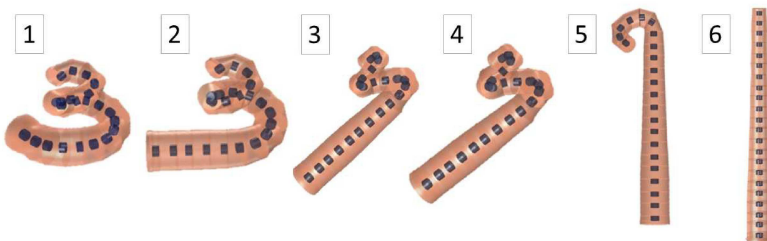


Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

3.6 Estudo de caso: Modelos Enrolados simples - análise de curvatura (C1...6)

Acredita-se que o efeito da estimulação cruzada esteja relacionado com o formato espiral da cóclea, o que pode ser investigado fazendo alterações na sua curvatura. Para isso, um estudo foi feito utilizando o mesmo modelo de cóclea, sendo aos poucos desenrolado até atingir uma configuração reta. As configurações intermediárias até a cóclea desenrolar completamente estão ilustradas na Figura 52.

Figura 52: Configurações de algumas etapas do desenrolar da cóclea.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

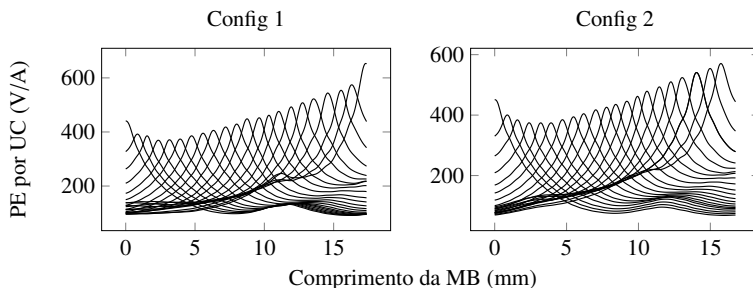
A curva guia discretizada em vários segmentos de reta, mencionada na Seção 3.3, teve suas seções transformadas gradualmente em segmentos colineares. Dessa maneira, foi possível desenrolar a cóclea. O feixe de eletrodos Cochlear Straight foi posicionado sob a curva guia alterada.

Com a geometria importada no COMSOL, círculos foram construídos paralelos às superfícies dos eletrodos. Ao unir cada círculo através da ferramenta *Loft*, a geometria de um tubo foi construída, representando a cóclea.

Para todas as configurações, o círculo mais basal tem diâmetro de 1,85 mm e o mais apical, diâmetro de 1 mm. O osso temporal foi novamente representado como um cubo, agora de dimensão de 18mm de lado. Essa dimensão foi necessária para permitir que a cóclea da Configuração 6, que é completamente reta, pudesse estar totalmente contida dentro do osso.

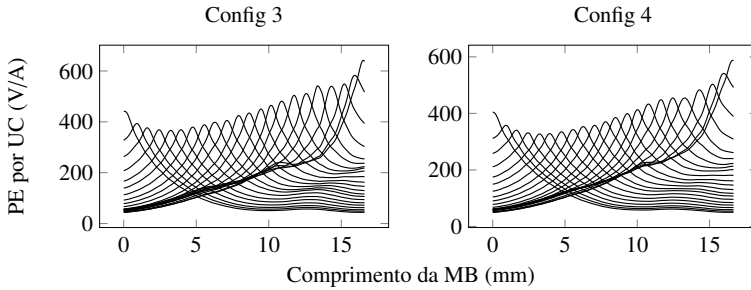
Ressalta-se que todas as configurações utilizaram as mesmas dimensões de cóclea e osso, para um mesmo feixe de eletrodos, apenas tinham uma curvatura diferente. As malhas de elementos finitos geradas para estes modelos continham entre 200 e 300 mil elementos. Os resultados de potencial elétrico por unidade de corrente (PE por UC) para as estimulações monopolares podem ser vistas nas Figuras 53 a 55.

Figura 53: Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C1 e C2 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.



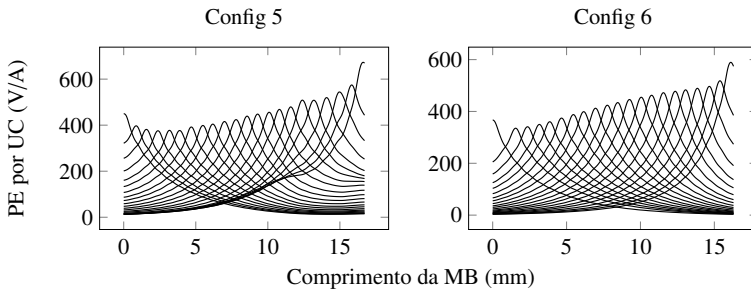
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 54: Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C3 e C4 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 55: Potencial elétrico por unidade de corrente ao longo da MB para Modelos C5 e C6 e o feixe de eletrodos Cochlear Straight.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Os resultados mostram que, uma vez que a cóclea está sendo desenrolada, os efeitos de estimulação cruzada são lentamente reduzidos, até que desaparecem e as curvas assumem a forma suave vistas nos modelos retos, como o Modelo Cilíndrico (Figura 35). Este é um forte indicativo de que os segundos picos de potencial elétrico encontrados nas curvas dos modelos enrolados são de fato estimulação não desejada e que não pode ser avaliada nos modelos retos.

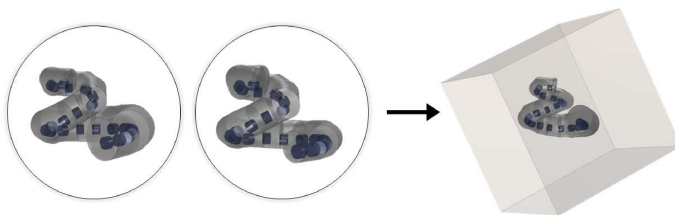
3.7 Estudo de caso : Modelos Enrolados simples - análise de seção transversal (EC e EV)

De acordo com a anatomia da cóclea, conforme o caminho em direção ao ápice é percorrido, a cóclea vai se tornando mais estreita. Essa característica anatômica impõe desafios para a inserção profunda dos eletrodos na cóclea. Através de análises é possível perceber que essa anatomia diferenciada também é responsável por afetar o comportamento elétrico dentro da orelha implantada.

Uma comparação entre dois modelos foi feita para esclarecer como a variação na seção transversal da cóclea impacta o potencial elétrico. Os modelos foram construídos de forma semelhante ao citados na Seção 3.6: a partir do feixe de eletrodos Cochlear Straight já enrolado, círculos paralelos ao eletrodos foram unidos, formando um tubo que representa a cóclea.

O primeiro modelo, denominado Modelo Enrolado de Seção Constante (EC), apresenta uma seção constante de 1,2 mm ao longo de toda a cóclea. Já o Modelo Enrolado de Seção Variável (EV), apresenta uma seção transversal variando ao longo da cóclea, partindo de um diâmetro de 1,85 mm na base e chegando até 1mm no ápice. O modelo ainda conta com o osso temporal, que foi modelado como um cubo de 10 mm de lado. Na Figura 56 estão ilustradas as duas geometrias sua inserção dentro do osso.

Figura 56: Modelos Enrolados simples de seção variável (EV), na esquerda, e seção constante (EC), na direita.



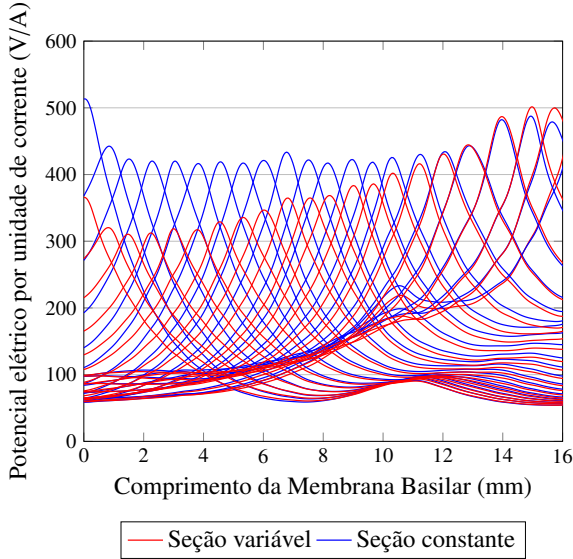
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Os potenciais elétricos oriundos da estimulação monopolar ao longo da região da membrana basilar estão apresentados comparativamente na Figura 57. Ao introduzir variação na seção transversal, o potencial elétrico fica sujeito a mudanças: os picos de excitação para o Modelo Enrolado de Seção Variável (EV) assumem valores diferentes para cada região da cóclea, tendo valores menores na região basal.

Essa variação de magnitude ao longo da membrana basilar é consistente com curvas

obtidas através de medição em pacientes, como mostrado nas Figuras 20 e 21. Nas medições, também podem ser notados os efeitos da estimulação cruzada, ainda que com menor preponderância do que os resultados encontrados para o Modelo Enrolado 1 (μ CT-1).

Figura 57: Comparação de potencial elétrico gerado por estimulação monopolar de eletrodos, para modelos enrolados com seção transversal constante e variável.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

3.8 Resultados parciais

Os estudos realizados com formulação eletrocinética permitiram analisar como o comportamento elétrico da cóclea se apresenta para diferentes geometrias utilizadas. Modelos retos de seção constante são úteis para aproximações, pois apresentam resultados aproximados de como a distribuição de potencial elétrico se estabelece dentro da cóclea estimulada. Já modelos enrolados e com seção variável são mais fiéis à realidade, pois apresentam tendências que são percebidas nas curvas de medição em pacientes.

É interessante ressaltar que as características geométricas não são apenas importantes para ajustes de detalhes, por exemplo atingir um valor de potencial elétrico mais próximo ao esperado em pacientes. Essa complexidade geométrica traz grandes influências no comportamento esperado, alterando o formato que as curvas de potencial elétrico ao longo da membrana basilar assumem.

Considerando a variação da seção transversal da cóclea, os estudos indicam que o potencial elétrico é menor em regiões basais. Tal informação é importante para estudos do desempenho e desenvolvimento dos feixes de eletrodos para IC. Os modelos apresentados nesse capítulo podem ser utilizados para análises futuras, como por exemplo, otimizar o tamanho e intensidade de excitação em cada eletrodo do feixe de maneira a gerar apenas a estimulação necessária.

Os efeitos de estimulação cruzada estudados nesse capítulo também podem servir como base para estudos mais complexos. O fato de que existe uma estimulação não desejada em outra região da cóclea levanta algumas questões: se o potencial elétrico gerado na região indesejada tiver magnitude suficiente para estimular o nervo, novas frequências estarão sendo estimuladas. Consequentemente, a interpretação do som por parte do implantado é prejudicada. Uma vez que o modelo desenvolvido é capaz de reproduzir efeitos de estimulação cruzada, um acoplamento desse com modelos neurais que representem o comportamento no nervo auditivo pode ser usado para tais investigações.

4 Modelagem eletrodinâmica da cóclea

4.1 Fundamentação teórica

A formulação eletrodinâmica é capaz de levar em consideração as variações de indução elétrica do modelo, ou seja, permite analisar efeitos capacitivos. Neste caso, não é mais possível utilizar as equações de Maxwell na forma quase-estática. A formulação eletrodinâmica consiste de duas equações de Maxwell e duas equações constitutivas:

$$\text{div} \left(\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) = 0 \quad (28)$$

$$\text{rot } \vec{E} = 0 \quad (29)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (30)$$

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E}. \quad (31)$$

Relacionando as expressões acima e usando $\vec{E} = -\text{grad } V$, deixando a formulação em função do potencial elétrico, tem-se as Equações (32) a (35).

$$\text{div} \left(\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) = 0 \quad (32)$$

$$\text{div} \left(\sigma \vec{E} + \frac{\partial(\varepsilon \vec{E})}{\partial t} \right) = 0 \quad (33)$$

$$\text{div} \left[\vec{E} \left(\sigma + \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \right) \right] = 0 \quad (34)$$

$$\text{div} \left[\left(\sigma + \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \right) \text{grad } V \right] = 0 \quad (35)$$

A Equação (35) no domínio da frequência é dada por:

$$\boxed{\text{div}[(\sigma + j\omega\varepsilon) \text{grad } V] = 0}. \quad (36)$$

A Equação (36) é a forma forte da Formulação Eletrodinâmica. Para encontrar a forma fraca, se aplicará o mesmo método utilizado para Eletrocinética.

Aplicando na equação acima um potencial V aproximado, obtém-se uma solução não nula com resíduo R , dado pela Eq. (37). Na média, busca-se um resíduo nulo utilizando uma função de ponderação, dado pela Eq. (38).

$$\text{div}[(\sigma + j\omega\varepsilon) \text{grad } V] = R \quad (37)$$

$$\int_{\Omega} \operatorname{div}[(\sigma + j\omega\varepsilon) \operatorname{grad} V] w \, d\Omega = 0 \quad (38)$$

Chamando $(\operatorname{grad} V(\sigma + j\omega\varepsilon)) = u$ e $w = p$, aplica-se a Fórmula de Green (Equação 22) e obtém-se a Equação (39). Novamente, dois termos serão anulados, devido a expressão da forma forte e da condição de Neumann.

$$\boxed{\int_{\Omega} (\sigma + j\omega\varepsilon) \operatorname{grad} V \cdot \operatorname{grad} w \, d\Omega = 0} \quad (39)$$

A Equação (39) é conhecida como a forma fraca do problema Eletrodinâmico. Os mesmos processos citados para o caso Eletrocinético podem ser aplicados para transformar a equação acima em um sistema matricial. O sistema matricial, de um elemento tetraédrico é dado pela Equação (40).

$$\frac{\sigma + j\omega\varepsilon}{6D} \begin{bmatrix} q_1q_1 + r_1r_1 + s_1s_1 & q_1q_2 + r_1r_2 + s_1s_2 & q_1q_3 + r_1r_3 + s_1s_3 & q_1q_4 + r_1r_4 + s_1s_4 \\ q_2q_1 + r_2r_1 + s_2s_1 & q_2q_2 + r_2r_2 + s_2s_2 & q_2q_3 + r_2r_3 + s_2s_3 & q_2q_4 + r_2r_4 + s_2s_4 \\ q_3q_1 + r_3r_1 + s_3s_1 & q_3q_2 + r_3r_2 + s_3s_2 & q_3q_3 + r_3r_3 + s_3s_3 & q_3q_4 + r_3r_4 + s_3s_4 \\ q_4q_1 + r_4r_1 + s_4s_1 & q_4q_2 + r_4r_2 + s_4s_2 & q_4q_3 + r_4r_3 + s_4s_3 & q_4q_4 + r_4r_4 + s_4s_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ V_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (40)$$

Tendo as matrizes de cada elemento, é montada uma matriz de contribuições global:

$$SS \cdot V = Q, \quad (41)$$

no qual,

SS – matriz contendo as contribuições de cada elemento

V – matriz dos potenciais elétricos

Q – matriz nula.

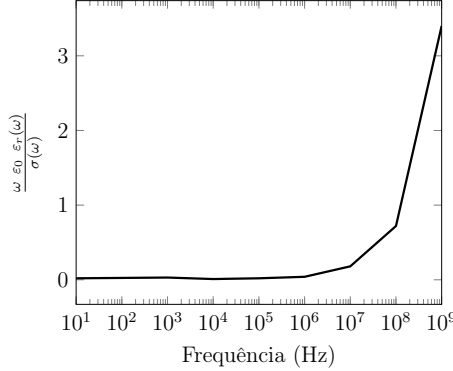
4.2 Estudo de caso: Modelo Reto (ED-R) e Modelo enrolado 2 (μ CT-2)

As análises discutidas no capítulo anterior foram todas feitas através de simulações com formulação eletrocinética e utilizando o critério quase-estático, dado pela equação $\frac{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)}{\sigma(\omega)} \ll 1$, que permite obter boas aproximações dos resultados para baixas frequências levando em consideração apenas a condutividade elétrica dos materiais. Contudo, na área de pesquisa sobre Implantes Cocleares, recentemente começou-se a questionar se o uso desta aproximação é adequado.

Tomando como base o trabalho de WONG (2015), a razão acima foi calculada para materiais de duas estruturas que compõem a cóclea, vasos sanguíneos e nervo auditivo. Os dados de condutividade e permissividade elétrica foram retirados de HASGALL FDI GENNARO

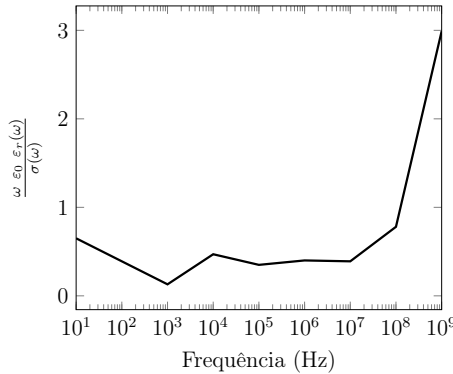
(2014), uma base de dados com propriedades de tecidos biológicos. Os gráficos das Figuras 58 e 59 mostram o resultado da razão para cada frequência e indicam que nem sempre o resultado atende ao critério $\ll 1$. Dessa maneira, são esperadas algumas diferenças entre os resultados de simulações eletrocinéticas e dinâmicas.

Figura 58: Razão $\frac{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)}{\sigma(\omega)}$ em função da frequência, para vaso sanguíneo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 59: Razão $\frac{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)}{\sigma(\omega)}$ em função da frequência, para nervo auditivo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

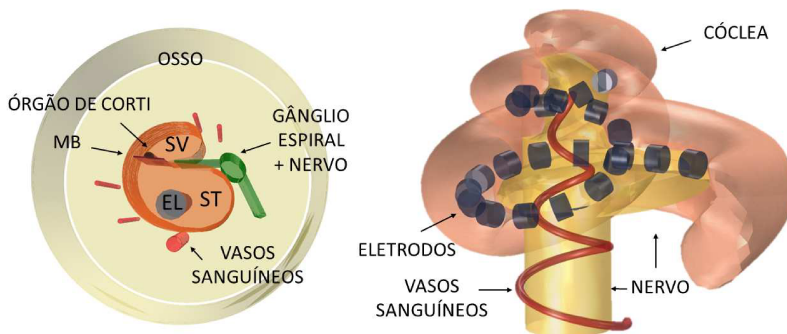
Para entender melhor essas diferenças, nesse capítulo são discutidas análises utilizando formulação eletrodinâmica, ou seja, são considerados não apenas os efeitos resisivos dos materiais, como feito no Capítulo 3, mas também efeitos capacitivos. Ao incorporar a

permissividade elétrica dos materiais, é possível analisar como a forma de onda de um pulso que excita o eletrodo é deformada, adicionando outro grau de fidelidade ao modelo.

Para o estudo foram construídos dois novos modelos de cócleas. Um deles, denominado Modelo Enrolado 2 (μ CT-2), é derivado da mesma geometria obtida através de microtomografia usada para construir o Modelo Enrolado 1 (μ CT-1). Portanto, apresenta grande representatividade da geometria da cóclea real. Para esse modelo, foram acrescentadas algumas estruturas relevantes para as análises dinâmicas, como vasos sanguíneos e o nervo auditivo.

Já o Modelo Reto (ED-R) foi construído a partir de um corte em seção da região basal da cóclea, a partir da geometria obtida por microtomografia. A fatia do corte foi estrudada por 35 mm no próprio COMSOL, formando um modelo de cóclea reta. Dentro do modelo, foram adicionadas estruturas relevantes. Como o resultado da microtomografia apenas contém estruturas ósseas, a membrana basilar, Órgão de Corti, Gânglio Espiral, nervo auditivo e vasos sanguíneos foram construídos manualmente e inseridos no modelo, como é possível ver na Figura 60. Mais estruturas internas foram acrescentadas nesse modelo do que no Modelo Enrolado 2, uma vez que a construção de elementos em modelos retos é muito mais fácil.

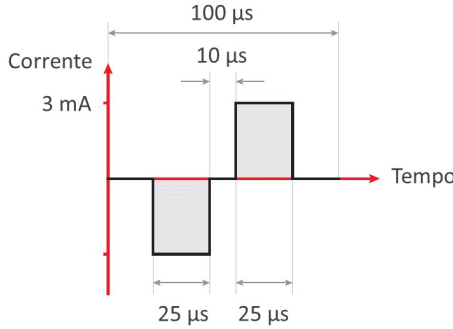
Figura 60: Visão frontal dos modelos dinâmicos: ED-R (esquerda) e μ CT-2 (direita).



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Os trabalhos feitos por Ingua e Wong (INGUA et al., 2015; WONG, 2015) foram tomados como base para a elaboração das análises eletrodinâmicas. Pulsos bifásicos de 100 μ s de período e 3mA de amplitude, ilustrados na Figura 61, foram usados para excitar os eletrodos. Devido à limitação de recursos computacionais, o pulso foi construído no domínio da frequência utilizando apenas 500 harmônicas, por isso o fenômeno de Gibbs pode ser visto em algumas transições de pulso.

Figura 61: Forma de onda do pulso bifásico utilizado para simulações dinâmicas.



Fonte: adaptado de (WONG, 2015)

Utilizando a Série de Fourier, é possível obter uma equação para implementação do pulso na frequência. Como trata-se de um sinal ímpar, os coeficientes a_n serão nulos e os coeficientes b_n para o pulso em questão são obtidos através da Equação (42).

$$F(t) = \sum_{n=0}^{\infty} a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t) \quad (42a)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T F(t) \sin(n\omega t) dt$$

$$F(t) = \frac{2}{100\mu} \left[\int_{20\mu}^{45\mu} (-1) \sin(n\omega t) dt + \int_{55\mu}^{80\mu} 1 \sin(n\omega t) dt \right] \quad (42b)$$

$$F(t) = \frac{2}{100\mu} \left[-(-1) \cos(n\omega t) \Big|_{20\mu}^{45\mu} - \cos(n\omega t) \Big|_{55\mu}^{80\mu} \right] \quad (42c)$$

$$F(t) = \frac{1}{50\mu} [+ \cos(45\mu\omega n) - \cos(20\mu\omega n) - \cos(80\mu\omega n) + \cos(55\mu\omega n)] \quad (42d)$$

Dentro de cada modelo foi inserido o feixe de eletrodos Cochlear Straight. O osso utilizado para o modelo reto foi um cilindro de 2,83 mm de raio e 40 mm de comprimento, e para o modelo enrolado, um cubo de 10 mm de lado.

Em relação às propriedades elétricas utilizadas para as simulações, de acordo com (INGUVA et al., 2015; GABRIEL; LAU; GABRIEL, 1996), existem poucas variações na condutividade elétrica dos tecidos para baixas frequências. Por simplificação, também optou-se por considerar a permissividade elétrica dos materiais constante com a frequência. Assim, cada material apresenta uma condutividade e a permissividade elétrica correspondente à frequência natural do estímulo, nesse caso 10 kHz, que podem ser vistas na Tabela 10.

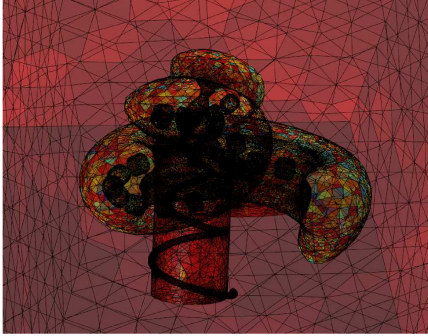
Tabela 10: Propriedades elétricas usadas para análises no domínio da frequência.

Material	Condutividade [S/m]	Permissividade Relativa
Eletrodo	1000 (SABA, 2012; HANEKOM; HANEKOM, 2016)	1 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
MB	0,0267 (SABA, 2012), adaptado de (BRIARE; FRIJNS, 2000), (HANEKOM, 2001)	1 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
Silicone	$1 \cdot 10^{-7}$ (HANEKOM; HANEKOM, 2016)	1 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
Perinfa	1,43 (SABA, 2012; HANEKOM; HANEKOM, 2016)	109 (LAWAND, 2015; RIENEN et al., 2005)
Osso	0,156 (SABA, 2012; HANEKOM; HANEKOM, 2016)	521,64 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
Vaso sanguíneo	0,7 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)	5248 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
Órgão de Corti	$1,2 \cdot 10^{-2}$ (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)	1 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)
Nervo	0,0424 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)	35669 (INGUVA et al., 2015; HASGALL FDI GENNARO, 2014)

Fonte: SABA (2012), HANEKOM; HANEKOM (2016), INGUVA et al. (2015) HASGALL FDI GENNARO (2014), BRIARE; FRIJNS (2000), HANEKOM (2001), LAWAND (2015) e RIENEN et al. (2005)

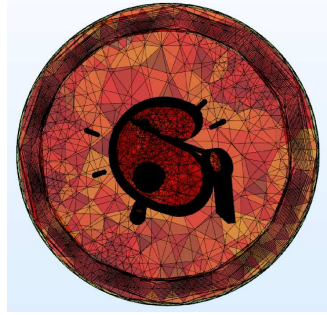
A malha gerada para os modelos pode ser considerada bastante fina, como é possível ver nas Figuras 62 e 63, onde foram plotadas as malhas apenas para os elementos de superfície. O modelo μ CT-1 foi modelado com 530 mil elementos e o ED-R, 980 mil elementos.

Figura 62: Malha (elementos de superfície) para modelo μ CT-2.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 63: Malha (elementos de superfície) para modelo ED-R.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

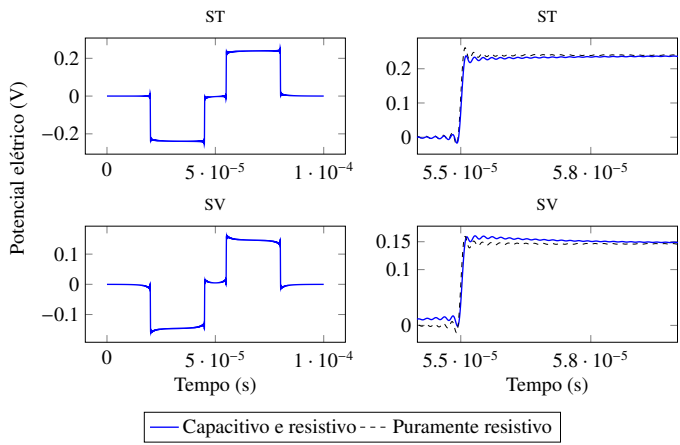
Para possibilitar justa comparação entre resultados puramente resistivos e resultados que incorporam efeitos capacitivos, cada modelo foi usado em simulação com as propriedades da Tabela 10 e outra simulação com as propriedades de permissividade todas igual a 1 (o que corresponderia ao caso resistivo). Uma vez que cada simulação tomou certa de 10 horas para sua finalização, optou-se por fazer a estimulação monopolar de apenas um eletrodo do feixe para cada modelo. As condições de contorno utilizadas seguem as mesmas da Tabela 5.

Os resultados de potencial elétrico em certos pontos de interesse foram exportados em termos de magnitude e fase, para cada frequência varrida na simulação. Para cada frequência n tem-se um número complexo Z : $Z = M \angle \phi$ [rad]. No software MATLAB utilizou-se das equações da Série de Fourier para plotar os resultados no domínio do tempo, para melhor apreciação dos resultados. Uma vez que apenas senos foram utilizados para a representação da onda, bastou somar cada componente de frequência contabilizando o deslocamento de fase, como mostra a Equação (43).

$$\sum_{n=1}^{500} M_n \sin(n\omega t + \phi_n) \quad (43)$$

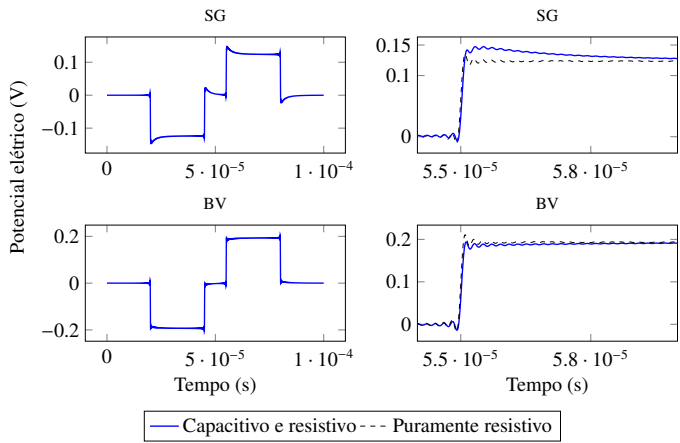
Nas Figuras 64, 65 e 66 estão ilustrados comparativamente os resultados de potencial elétrico obtidos em diversos pontos dentro da cóclea, para um período de pulso, na esquerda, e uma aproximação da transição, na direita.

Figura 64: Potencial elétrico na escala timpânica (ST) e escala vestibular (SV) do Modelo Reto (ED-R), para excitação com pulso bifásico.



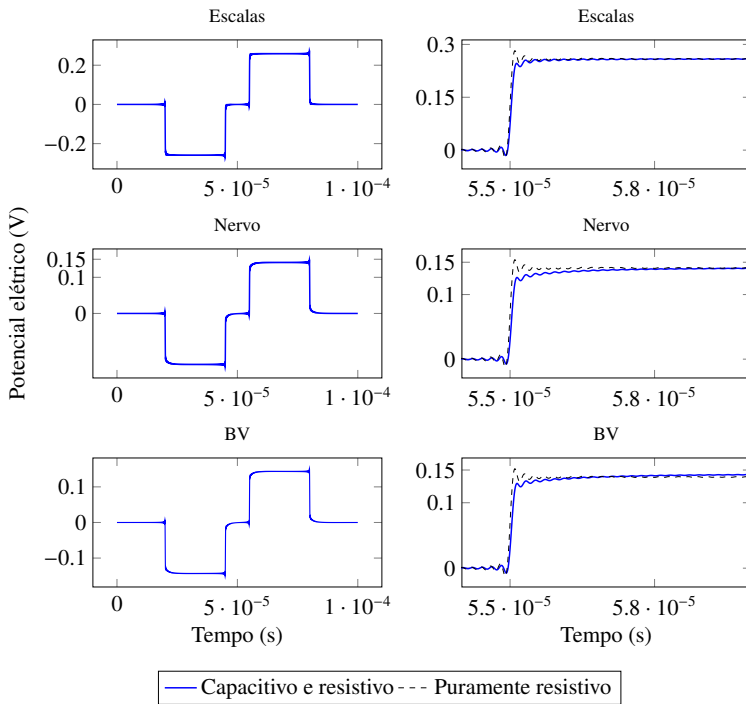
Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 65: Potencial elétrico no gânglio espiral (SG) e vasos sanguíneos (BV) do Modelo Reto (ED-R), para excitação com pulso bifásico.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Figura 66: Potencial elétrico na cóclea (Escalas), vasos sanguíneos (BV) e nervo do Modelo Enrolado 2, para excitação com pulso bifásico.

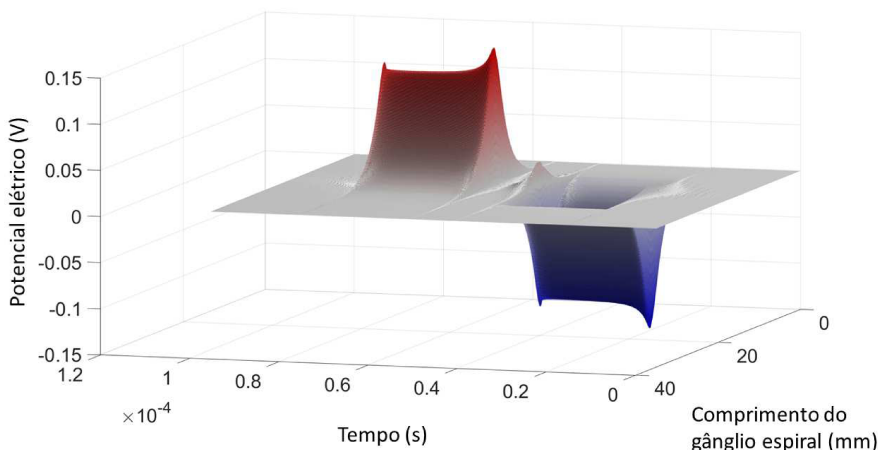


Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Analisando as figuras é possível perceber que em pontos localizados no interior do Nervo/Gânglio Espiral, o pulso sofre uma transformação no seu formato devido aos efeitos capacitivos. Considerando que essas são as regiões nas quais a permissividade elétrica é a mais elevada, de acordo com a Equação (36), é esperado que o segundo termo tenha maiores influências, especialmente para maiores frequências. É visível também, no final de cada pulso, que as simulações puramente resistivas apresentam os mesmos resultado que as simulações que consideram também os efeitos capacitivos, o que está de acordo com WONG (2015).

Os resultados das simulações também puderam ser plotados para linhas ao longo de certas regiões da cóclea, conforme feito para simulações eletrocinéticas. Agora, como há três variáveis de interesse (potencial elétrico, tempo e posição), o gráfico resultante é uma superfície. Para o Modelo Reto (ED-R), a magnitude do potencial elétrico ao longo do comprimento dos gânglios espirais (que foram modelados como uma única estrutura oval conectada ao nervo), durante um período de pulso, é mostrada na Figura 67. É possível ver como a magnitude varia ao longo do tempo, resultado dos efeitos capacitivos.

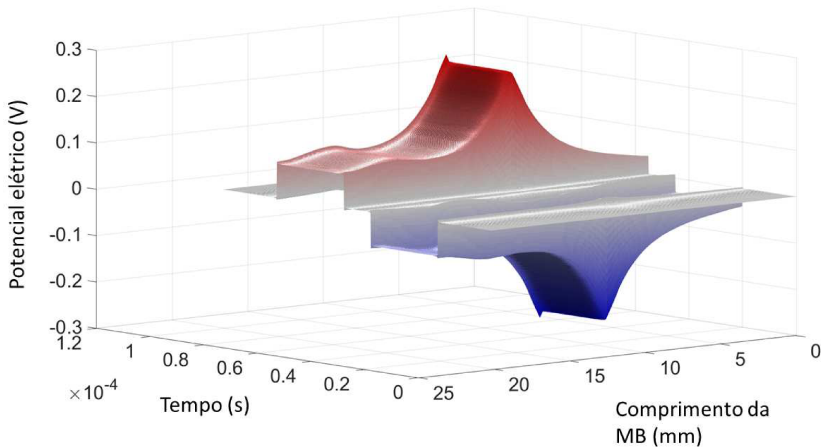
Figura 67: Variação do potencial elétrico em função do tempo e da posição no gânglio espiral quando o modelo é excitado com um pulso bifásico, para Modelo Reto (ED-R).



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

Para o Modelo Enrolado 2 (μ CT-2), a Figura 68 mostra a magnitude de potencial elétrico ao longo de uma linha localizada dentro da cóclea, por um período de pulso. Nota-se que a magnitude do pulso não varia significativamente ao longo do tempo, mas que os efeitos de estimulação cruzada aparecem. Verifica-se que a estimulação cruzada sofre muito pouca influência dos efeitos capacitivos (não varia significativamente sua magnitude ao longo do pulso), uma vez que a estimulação não desejada ocorre dentro da escala timpânica, que é representada nesse modelo como uma material com baixa permissividade elétrica. Futuras análises poderão dizer se, ao considerar maior número de estruturas internas à cóclea, em modelos de geometria fiel, esse resultado pode ser confirmado.

Figura 68: Variação do potencial elétrico em função do tempo e da posição na membrana basilar quando o modelo é excitado com um pulso bifásico, para o Modelo Enrolado 2.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

4.3 Resultados parciais

Os resultados encontrados para as análises eletrodinâmicas indicam que há diferenças entre realizar simulações considerando o critério quase estático e utilizar formulação eletrodinâmica. As simulações dinâmicas feitas para esse trabalho utilizaram a aproximação de que as propriedades dos materiais são constantes com a frequência e os resultados já indicam que os pulsos de excitação acabam sendo deformados em algumas regiões da cóclea, em especial dentro do nervo auditivo e nos vasos sanguíneos.

Alguns processos relacionados à audição ainda não estão totalmente compreendidos. Ainda há divergências entre pesquisadores a respeito de qual seria a localização exata dentro da cóclea na qual ocorre a geração de impulsos elétricos em decorrência do potencial elétrico e que deve ser estimulada pelos eletrodos.

É discutido, por exemplo, se para haver disparos elétricos nas fibras as estimulações elétricas devem ocorrer próximas à membrana basilar (na região em que as fibras nervosas se conectam às células ciliadas) ou se é necessária uma estimulação direta no nervo (DHANASINGH; JOLLY, 2017). As análises dinâmicas contribuíram para mostrar que o comportamento elétrico nesses dois locais é diferente.

5 Conclusões

5.1 Conclusões gerais

As análises de estimulação monopolar de eletrodos mostram significativas diferenças nos potenciais elétricos produzidos entre diferentes modelos de cóclea. Considerando as simulações utilizando formulação eletrocinética, foi possível analisar os modelos de cóclea mais utilizados pela área (modelos cilíndricos, retos e obtidos por microtomografia) e como suas geometrias afetam os resultados de potencial elétrico. Ainda, ao comparar os resultados obtidos nesse Trabalho de Conclusão com aqueles disponíveis na literatura, obtidos a partir de medições em pacientes, foi possível notar padrões similares de resposta. Um conjunto de características geométricas deve estar presente para conseguir reproduzir fielmente o comportamento elétrico da cóclea, como a variação de seção transversal e o enrolamento em espiral.

Foi possível observar que modelos simples de cóclea reta não são capazes de levar em consideração efeitos de estimulação cruzada. Essa característica, contudo, é relevante para avaliar a distribuição de potencial elétrico dentro da cóclea, e consequentemente, a posterior estimulação neural. Como a cóclea apresenta características tonotópicas, o desempenho dos implantes cocleares fica sujeito à ocorrência de estimulações não desejadas em diferentes regiões da cóclea. Isso pode inclusive ser um fator relevante para entender as dificuldades de percepção da fala, que alguns usuários de IC's ainda apresentam.

Os modelos geométricos C1 a C6, EC e EV apresentados, construídos no formato de tubos enrolados em espiral, foram capazes de reproduzir os efeitos da estimulação cruzada. Porém, os modelos geraram resultados em que esses efeitos aparecem de maneira mais acentuada quando comparados aos resultados verificados em medições com pacientes implantados. Essa diferença pode ter sido causada porque o modelo não considerou o encapsulamento dos eletrodos por tecido fibroso após implantação, ou ainda pode ser efeito de alguma outra estrutura interna da cóclea que não foi considerada. Portanto, sugere-se mais investigações acerca desse tópico como trabalhos futuros. A possibilidade de representação desses efeitos foi vista com bons olhos, pois pode viabilizar análises futuras. Além disso, a demonstração, passo a passo, de como a estimulação cruzada se estabelece dentro da cóclea também é algo que não havia sido antes mostrado.

Em relação às comparações feitas entre modelos de feixes de eletrodos comerciais, os resultados acabaram por indicar valores bastante similares de magnitude e espalhamento de potencial elétrico produzido ao longo da região da membrana basilar entre os três modelos analisados. A máxima diferença encontrada entre os modelos foi de 45 V/A, e até o momento não se pode afirmar que esse valor pode, na prática, levar a diferentes desempenhos entre os modelos de eletrodos. Esse também é um tópico interessante de estudo, mas que deve

ser conduzido com colaboração de profissionais clínicos.

Os resultados encontrados acabam reforçando a ideia de que os diferentes modelos de eletrodos comerciais disponíveis têm por objetivo na verdade adequação à situação clínica do paciente. O tamanho da cóclea, más-formações, existência de uma audição residual (normalmente audição em baixas frequências), são fatores que parecem ter maior influência sobre a escolha do modelo de eletrodo, e que de fato podem melhorar o desempenho do implante coclear em um indivíduo específico.

Portanto, o estudo não encontrou significativas diferenças no desempenho elétrico de diferentes eletrodos comerciais para um mesmo modelo de cóclea. Contudo, continua sendo possível otimizar os resultados práticos obtidos em pacientes através da escolha do modelo de eletrodo adequado à condição física do paciente. Isso também reforça a necessidade de se realizar esforços em entender melhor o processo de desenvolvimento e fabricação dos eletrodos. É possível que muitas configurações sejam determinadas por quesitos de viabilização prática e limites de equipamentos de produção, e não necessariamente por melhor desempenho elétrico.

As análises eletrodinâmicas apresentaram informações sobre o comportamento elétrico da cóclea sob uma nova perspectiva, avaliando o potencial elétrico ao longo do tempo. Os resultados confirmaram que há uma deformação do pulso que é usado para excitação dos eletrodos nas regiões da cóclea onde a permissividade elétrica é mais elevada. Com isso, a magnitude do potencial elétrico varia no tempo. As possíveis consequências dessas variações devem ser mais investigadas, por exemplo analisando se os mecanismos de ativação das fibras nervosas são sensíveis a essas pequenas variações.

Também, foi encontrado que a estimulação cruzada é pouco influenciada pelos efeitos capacitivos, devido à perilinfa ser modelada como tecido de baixa permissividade elétrica. Contudo, o potencial elétrico na região do nervo sofre bastante alteração. Uma vez que ainda existem divergências a respeito de qual o local exato da cóclea que requer estimulação para iniciar os disparos neurais, deve-se levar em consideração que diferentes locais apresentam comportamentos elétricos diferentes.

Juntamente com os efeitos de estimulação cruzada, as curvas de potencial elétrico obtidas através de medição em pacientes também apresentam outra característica importante, a variação da magnitude do potencial ao longo do comprimento da cóclea. Através das análises feitas neste trabalho foi possível concluir que esses efeitos são produzidos quando o modelo geométrico apresenta variação na seção transversal da cóclea. Essa característica geométrica, juntamente com a posição do eletrodo implantado, podem estar relacionadas com a variabilidade de magnitudes encontrada nas curvas medidas em diferentes pacientes.

Portanto, para análises mais exatadas e sofisticadas, como análises de excitação neural, modelos geométricos simples podem não ser suficientemente representativos. Os modelos mais complexos trazem maior custo computacional, mas são capazes de representar efeitos

importantes que ocorrem durante a estimulação elétrica da cóclea.

5.2 Propostas de análises futuras

Sugere-se que, para trabalhos futuros, os modelos eletrocinéticos sejam utilizados para análises de efeitos de estimulação cruzada, incorporando modelos neurais e compreendendo melhor como e quando ocorrem os disparos neurais. Também sugere-se incorporar mais detalhes e estruturas internas ao modelo da geometria gerada a partir dos resultados da microtomografia, tentando manter as estruturas mais simplificadas possíveis, para evitar rejeição da geometria por parte do COMSOL.

Mais modelos comerciais de feixes de eletrodos podem ser escolhidos para simulações comparativas, assim como tentativas de otimização de geometrias. Porém, maiores noções a respeito das limitações do processo de fabricação serão necessárias.

Com os modelos produzidos para esse trabalho, pode-se viabilizar uma série de outras análises, como modelar má formação de cócleas e verificar sua influência no comportamento elétrico; modelar o processo de encapsulamento dos eletrodos e traumas de inserção após a implantação do feixe. Também indica-se a realização de análises de sensibilidade do modelo, considerando variações geométricas e de propriedades elétricas.

Em relação às análises eletrodinâmicas, recomenda-se realizar análises mais fiéis, utilizando a variação das propriedades elétricas com a frequência e um modelo enrolado com maior número de estruturas internas. Além disso, pode-se fazer uma análise na qual os pulsos de excitação são aproximados por rampas. Pode-se investigar efeitos de variação da inclinação da rampa e suas consequências na redução do tempo de simulação, por exemplo.

Referências

- BASTOS, J. P. A. *Eletromagnetismo para engenharia: estática e quase-estática*. [S.l.]: Ed. da UFSC, 2004.
- BRAUN, K.; BÖHNKE, F.; STARK, T. Three-dimensional representation of the human cochlea using micro-computed tomography data: presenting an anatomical model for further numerical calculations. *Acta oto-laryngologica*, Taylor & Francis, v. 132, n. 6, p. 603–613, 2012.
- BRIAIRE, J. J.; FRIJNS, J. H. 3d mesh generation to solve the electrical volume conduction problem in the implanted inner ear. *Simulation Practice and Theory*, Elsevier, v. 8, n. 1-2, p. 57–73, 2000.
- BRIAIRE, J. J.; FRIJNS, J. H. The consequences of neural degeneration regarding optimal cochlear implant position in scala tympani: a model approach. *Hearing research*, Elsevier, v. 214, n. 1-2, p. 17–27, 2006.
- CERESA, M. et al. Computational models for predicting outcomes of neuroprosthesis implantation: the case of cochlear implants. *Molecular neurobiology*, Springer, v. 52, n. 2, p. 934–941, 2015.
- CHOI, C. T.; LAI, W.-D.; CHEN, Y.-B. Comparison of the electrical stimulation performance of four cochlear implant electrodes. *IEEE transactions on magnetics*, IEEE, v. 41, n. 5, p. 1920–1923, 2005.
- CHOI, C. T.; WANG, S. P. Modeling ecap in cochlear implants using the fem and equivalent circuits. *IEEE Transactions on Magnetics*, IEEE, v. 50, n. 2, p. 49–52, 2014.
- COCHLEAR. *Cochlear electrode portfolio: Delivering choice*. 2011. Disponível em: <<https://www.cochlear.com/uk/for-professionals/sound-connection/cochlear-electrode-portfolio-deliveringchoice>>.
- COCHLEAR. *Cochlear Implant Electrode Comparison Reference Guide*. 2012. Disponível em: <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/b29815ab-da8c-453c-a8f4-2041e6088459/FUN1142_ISS4_JUL12_Electrode_Comparison4.pdf?MOD=AJPERES&CACHEID=b29815ab-da8c-453c-a8f4-2041e6088459>.
- COHEN, L. T. Practical model description of peripheral neural excitation in cochlear implant recipients: 2. spread of the effective stimulation field (esf), from ecap and fea. *Hearing research*, Elsevier, v. 247, n. 2, p. 100–111, 2009.
- DANG, K. et al. In situ validation of a parametric model of electrical field distribution in an implanted cochlea. In: IEEE. *Neural Engineering (NER), 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on*. [S.l.], 2015. p. 667–670.
- DHANASINGH, A.; JOLLY, C. An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing research*, Elsevier, 2017.
- ELFARNAWANY, M. et al. Micro-ct versus synchrotron radiation phase contrast imaging of human cochlea. *Journal of microscopy*, Wiley Online Library, v. 265, n. 3, p. 349–357, 2017.
- ELZOUKI, A. Y. et al. *Textbook of clinical pediatrics*. [S.l.]: Springer Science& Business Media, 2011.
- ESHRAAGHI, A. A. *The cochlear implant: Historical aspects and future prospects*. [S.l.], 2012.
- FINLEY, C. C.; WILSON, B. S.; WHITE, M. W. Models of neural responsiveness to electrical stimulation. In: *Cochlear implants*. [S.l.]: Springer, 1990. p. 55–96.

- FRIJNS, J.; SNOO, S. D.; SCHOONHOVEN, R. Potential distributions and neural excitation patterns in a rotationally symmetric model of the electrically stimulated cochlea. *Hearing research*, Elsevier, v. 87, n. 1-2, p. 170–186, 1995.
- FRIJNS, J. H.; BRIAIRE, J. J.; GROTE, J. J. The importance of human cochlear anatomy for the results of modiolus-hugging multichannel cochlear implants. *Otology & Neurotology*, LWW, v. 22, n. 3, p. 340–349, 2001.
- FRIJNS, J. H.; KALKMAN, R. K.; BRIAIRE, J. J. Stimulation of the facial nerve by intracochlear electrodes in otosclerosis: a computer modeling study. *Otology & Neurotology*, LWW, v. 30, n. 8, p. 1168–1174, 2009.
- GABRIEL, S.; LAU, R.; GABRIEL, C. The dielectric properties of biological tissues: Iii. parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 41, n. 11, p. 2271, 1996.
- GIRZON, G. *Investigation of current flow in the inner ear during electrical stimulation of intracochlear electrodes*. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 1987.
- HANEKOM, J. J. H. T. *Three-dimensional models of cochlear implants: a review of their development and how they could support management and maintenance of cochlear implant performance*. [S.l.], 2016. Network: Computation in Neural Systems, Volume 27.
- HANEKOM, T. Three-dimensional spiraling finite element model of the electrically stimulated cochlea. *Ear and hearing*, LWW, v. 22, n. 4, p. 300–315, 2001.
- HANEKOM, T. Modelling encapsulation tissue around cochlear implant electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 43, n. 1, p. 47–55, 2005.
- HANEKOM, T.; HANEKOM, J. J. Three-dimensional models of cochlear implants: a review of their development and how they could support management and maintenance of cochlear implant performance. *Network: Computation in Neural Systems*, Taylor & Francis, v. 27, n. 2-3, p. 67–106, 2016.
- HASGALL FDI GENNARO, C. E. N. M. G. D. P. A. K. N. K. P. *IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues*. [S.l.], 2014. Version 2.5, August 1st, DOI: 10.13099/VIP21000-03-0.
- HONERT, C. van den; KELSALL, D. C. Focused intracochlear electric stimulation with phased array channels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 121, n. 6, p. 3703–3716, 2007.
- INGUVA, C. et al. Frequency-dependent simulation of volume conduction in a linear model of the implanted cochlea. In: IEEE. *Neural Engineering (NER), 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on*. [S.l.], 2015. p. 426–429.
- JIN, J.-M. *The finite element method in electromagnetics*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2015.
- KALKMAN, R. K.; BRIAIRE, J. J.; FRIJNS, J. H. Current focussing in cochlear implants: an analysis of neural recruitment in a computational model. *Hearing research*, Elsevier, v. 322, p. 89–98, 2015.
- KALKMAN, R. K.; BRIAIRE, J. J.; FRIJNS, J. H. Stimulation strategies and electrode design in computational models of the electrically stimulated cochlea: an overview of existing literature. *Network: Computation in Neural Systems*, Taylor & Francis, v. 27, n. 2-3, p. 107–134, 2016.

- KANG, S. et al. Effects of electrode position on spatiotemporal auditory nerve fiber responses: a 3d computational model study. *Computational and mathematical methods in medicine*, Hindawi, v. 2015, 2015.
- LAI, W.-D.; CHOI, C. T. Incorporating the electrode-tissue interface to cochlear implant models. *IEEE Transactions on Magnetics*, IEEE, v. 43, n. 4, p. 1721–1724, 2007.
- LAWAND, N. S. *Micromachining technologies for future Cochlear Implants - Human Ear, Materials and Micro-technologies*. [S.l.], 2015. Delft University of Technology.
- MALHERBE, T. K.; HANEKOM, T.; HANEKOM, J. J. Can subject-specific single-fibre electrically evoked auditory brainstem response data be predicted from a model? *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 35, n. 7, p. 926–936, 2013.
- MAREL, K. S. van der et al. Development of insertion models predicting cochlear implant electrode position. *Ear and hearing*, Wolters Kluwer, v. 37, n. 4, p. 473–482, 2016.
- MEDICAL, B. *WikiJournal of Medicine: Medical gallery of Blausen Medical*. 2014. Disponível em: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/5/50/Blausen_0244_CochlearImplant_01.png/1200px-Blausen_0244_CochlearImplant_01.png>.
- MUKESH, S. et al. Modeling intracochlear magnetic stimulation: A finite-element analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 25, n. 8, p. 1353–1362, 2017.
- PFINGST, F. S. . B. C. . B. *Tissue impedance and current flow in the implanted ear. Implications for the cochlear prosthesis*. [S.l.], 1982. Annals of Otology, Rhinology and Laryngology Supplement.
- PRIZE, N. *The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1961*. 2018. Disponível em: <https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1961/>.
- RASK-ANDERSEN MD, U. U. H. U. S. Courtesy of H. *MED-EL Blog: Pictures of the Ear: Deep in the Cochlea*. 2013. Disponível em: <<https://blog.medel.com/photographic-tour-of-the-cochlea/>>.
- RATTAY, F. *Electrical nerve stimulation*. [S.l.]: Springer, 1990.
- RATTAY, F.; LEO, R. N.; FELIX, H. A model of the electrically excited human cochlear neuron. ii. influence of the three-dimensional cochlear structure on neural excitability. *Hearing research*, Elsevier, v. 153, n. 1-2, p. 64–79, 2001.
- RAUSCHECKER, J.; SHANNON, R. Sending sound to the brain. *Science*, American Association for the Advancement of Science, v. 295, n. 5557, p. 1025–1029, 2002.
- RIENEN, U. v. et al. Electro-quasistatic simulations in bio-systems engineering and medical engineering. *Advances in Radio Science*, Copernicus GmbH, v. 3, p. 39–49, 2005.
- RUBINSTEIN, J. T. et al. Current density profiles of surface mounted and recessed electrodes for neural prostheses. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, IEEE, n. 11, p. 864–875, 1987.
- SABA, R. *Cochlear implant modelling: stimulation and power consumption*. Tese (Doutorado) — University of Southampton, 2012.
- SABA, R. *COCHLEAR IMPLANT MODELLING: STIMULATION AND POWER CONSUMPTION*. SOUTHAMPTON, 2012. UNIVERSITY OF SOUTHAMPTON, THESIS FOR THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY.

- SAÚDE, M. da. *PORTARIA Nº 2.776, DE 18 DE DEZEMBRO DE 2014*. [S.l.], 2014. Aprova diretrizes gerais, amplia e incorpora procedimentos para a Atenção Especializada às Pessoas com Deficiência Auditiva no Sistema Único de Saúde (SUS).
- SILMAN MARIA CECÍLIA MARTINELLI IÓRIO, M. M. M. V. M. P. S. Próteses auditivas: um estudo sobre seu benefício na qualidade de vida de indivíduos portadores de perda auditiva neurossensorial. *Distúrbios da Comunicação ISSN 2176-2724*, v. 16, 2004.
- SKRODZKA, E. B. *Mechanical passive and active models of the human basilar membrane*. [S.l.], 2005. Applied Acoustics, Volume 66.
- STANDRING, S. *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2015.
- STARK, T. et al. 3d representation of the human cochlea with flex eas electrodes. *Int. Adv. Otol.*, v. 49, p. 123–129, 2012.
- STRELIOFF, D. *A computer simulation of the generation and distribution of cochlear potentials*. [S.l.], 1973. The Journal of the Acoustical Society of America, 54.
- SUE, A. et al. Time-domain finite element models of electrochemistry in intracochlear electrodes. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2013. p. 1554–1557.
- VANPOUCKE, F. J.; ZAROWSKI, A. J.; PEETERS, S. A. Identification of the impedance model of an implanted cochlear prosthesis from intracochlear potential measurements. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, IEEE, v. 51, n. 12, p. 2174–2183, 2004.
- WHITE, C. C. F. . B. S. W. . W. *Models of neural responsiveness to electrical stimulation*. [S.l.], 1990.
- WHITTIER, L. *Open Oregon State University Library - Anatomy Physiology - Chapter 15.3 Hearing*. 2018. Disponível em: <<http://library.open.oregonstate.edu/aandp/chapter/15-3-hearing/>>.
- WILSON, B. S.; DORMAN, M. F. Cochlear implants: current designs and future possibilities. *Journal of rehabilitation research and development*, Superintendent of Documents, v. 45, n. 5, p. 695, 2008.
- WONG, P.; LI, Q.; CARTER, P. Incorporating vascular structure into electric volume conduction models of the cochlea. In: IEEE. *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2012 IEEE EMBS Conference on*. [S.l.], 2012. p. 694–699.
- WONG, P. C. H. High fidelity bioelectric modelling of the implanted cochlea. University of Sydney, 2015.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. *WHO global estimates on prevalence of hearing loss*. 2012. Disponível em: <http://www.who.int/pbd/deafness/WHO_GE_HL.pdf>.

APÊNDICE A - Códigos utilizados

5.3 Exemplo de código para efetuar análises no COMSOL através de interação com MATLAB

```

1  % Inicializa COMSOL Server for MATLAB
2  mphstart
3  % Importa modelo do COMSOL
4  import com.comsol.model.util.*
5  model=mphload('validacao_ami.mph');
6
7  %% Simulacao para eletrodo 1 (E1) %%
8  % Seleciona superficies externas do eletrodo a ser estimulado
9  model.physics('ec').feature('term1').selection.set([41 42 43 44]);
10 model.sol('soll').study('std1');
11
12 model.study('std1').feature('stat').set('notlistsolnum', 1);
13 model.study('std1').feature('stat').set('notsolnum', '1');
14 model.study('std1').feature('stat').set('listsolnum', 1);
15 model.study('std1').feature('stat').set('solnum', '1');
16
17 model.sol('soll').feature.remove('s1');
18 model.sol('soll').feature.remove('v1');
19 model.sol('soll').feature.remove('st1');
20 model.sol('soll').create('st1', 'StudyStep');
21 % Seleciona estudo 1
22 model.sol('soll').feature('st1').set('study', 'std1');
23 model.sol('soll').feature('st1').set('studystep', 'stat');
24 model.sol('soll').create('v1', 'Variables');
25 model.sol('soll').feature('v1').set('control', 'stat');
26 % Seleciona regime estacionario
27 model.sol('soll').create('s1', 'Stationary');
28 model.sol('soll').feature('s1').create('fc1', 'FullyCoupled');
29 model.sol('soll').feature('s1').create('il', 'Iterative');
30 % Seleciona solver de elementos finitos
31 model.sol('soll').feature('s1').feature('il').set('linsolver', 'cg');
32 model.sol('soll').feature('s1').feature('il').create('mg1', 'Multigrid');
33 model.sol('soll').feature('s1').feature('il').feature('mg1').set('prefun', '
    ang');
34 model.sol('soll').feature('s1').feature('fc1').set('linsolver', 'il');
35 model.sol('soll').feature('s1').feature.remove('fcDef');
36 model.sol('soll').attach('std1');
37 % Roda o estudo
38 model.sol('soll').runAll;

```

```

39
40 % Plotagem do grafico
41 model.result('pg4').run;
42 model.result('pg4').set('window', 'graphics');
43 model.result('pg4').set('windowtitle', '');
44 % exporta dados do grafico como formato txt
45 model.result.export('plot2').set('filename', 'C:\Users\tais_\Documents\
SIMULACOES FINAIS\VALIDACAO\validacao_inferior_e1.txt');
46 model.result.export('plot2').run;

```

5.4 Código para transpor as curvas medidas ao longo da membrana basilar (deixar na configuração basal para apical) e exportar .txt

```

1 %%Codigo para transpor dados no eixo x (comprimento MB) e gerar .txt pronto
  para plotar graficos tex
2 clear all
3 % Carrega resultados das simulacoes
4 dado1 = load('Cochlearstraight_e1.txt');
5 dado2 = load('Cochlearstraight_e2.txt');
6 dado3 = load('Cochlearstraight_e3.txt');
7 dado4 = load('Cochlearstraight_e4.txt');
8 dado5 = load('Cochlearstraight_e5.txt');
9 dado6 = load('Cochlearstraight_e6.txt');
10 dado7 = load('Cochlearstraight_e7.txt');
11 dado8 = load('Cochlearstraight_e8.txt');
12 dado9 = load('Cochlearstraight_e9.txt');
13 dado10 = load('Cochlearstraight_e10.txt');
14 dado11 = load('Cochlearstraight_e11.txt');
15 dado12 = load('Cochlearstraight_e12.txt');
16 dado13 = load('Cochlearstraight_e13.txt');
17 dado14 = load('Cochlearstraight_e14.txt');
18 dado15 = load('Cochlearstraight_e15.txt');
19 dado16 = load('Cochlearstraight_e16.txt');
20 dado17 = load('Cochlearstraight_e17.txt');
21 dado18 = load('Cochlearstraight_e18.txt');
22 dado19 = load('Cochlearstraight_e19.txt');
23 dado20 = load('Cochlearstraight_e20.txt');
24 dado21 = load('Cochlearstraight_e21.txt');
25 dado22 = load('Cochlearstraight_e22.txt');
26
27 % Carrega eixo x de um dos arquivos e sobrescreve com o eixo rebatido
28 dado1(:,1) = abs(dado1(:,1) - max(dado1(:,1)));
29 % Armazena todos os dados sobre um mesmo feixe de eletrodos em um mesmo vetor
30 vetor_dado(:,23) = dado1(:,1); % eixo x

```

```

31 vetor_dado(:,1) = dado1(:,2);
32 vetor_dado(:,2) = dado2(:,2);
33 vetor_dado(:,3) = dado3(:,2);
34 vetor_dado(:,4) = dado4(:,2);
35 vetor_dado(:,5) = dado5(:,2);
36 vetor_dado(:,6) = dado6(:,2);
37 vetor_dado(:,7) = dado7(:,2);
38 vetor_dado(:,8) = dado8(:,2);
39 vetor_dado(:,9) = dado9(:,2);
40 vetor_dado(:,10) = dado10(:,2);
41 vetor_dado(:,11) = dado11(:,2);
42 vetor_dado(:,12) = dado12(:,2);
43 vetor_dado(:,13) = dado13(:,2);
44 vetor_dado(:,14) = dado14(:,2);
45 vetor_dado(:,15) = dado15(:,2);
46 vetor_dado(:,16) = dado16(:,2);
47 vetor_dado(:,17) = dado17(:,2);
48 vetor_dado(:,18) = dado18(:,2);
49 vetor_dado(:,19) = dado19(:,2);
50 vetor_dado(:,20) = dado20(:,2);
51 vetor_dado(:,21) = dado21(:,2);
52 vetor_dado(:,22) = dado22(:,2);
53
54 % Cria cabeçalho para arquivo txt
55 header='e1 e2 e3 e4 e5 e6 e7 e8 e9 e10 e11 e12 e13 e14 e15 e16 e17 e18 e19
    e20 e21 e22 x';
56 % Exporta arquivo txt
57 dlmwrite('tabela_Cochlearstraight.txt', header, 'delimiter', ',', 'precision',
    ,4);
58 save('tabela_Cochlearstraight.txt', 'vetor_dado', '-ascii', '-append');

```

5.5 Código para cálculo da Banda de Meia Potência

```

1 %%Codigo para analisar espalhamento das curvas
2 clearvars
3 % Cria string para cada nome de feixe
4 marcas = {'AB_hifocus_', 'COCHLEAR_straight_', 'MEDEL_standard_' };
5 % Cria vetor com numero maximo de eletrodos em cada feixe
6 numeroeletrodos = [16;22;9];
7
8 % Varre cada eletrodo de cada marca
9 for i=1:length(marcas)
10     for Poseletrodo=numeroeletrodos(i):-1:1
11
12         % Carrega dados de cada eletrodo (concatena strings)
13         dados = load(char(strcat(marcas(i), 'e', num2str(Poseletrodo), '.txt')))

```

```

;

14
15 % Cria vetor auxiliar contendo na segunda coluna o potencial eletrico
16 dados_vetor=dados(:,2);
17 % Procura o maximo potencial eletrico
18 [dadosvalormax, dadosposmax] = max(dados_vetor(:));
19 % Devolve posicao na Membrana Basilar onde ocorre maximo potencial
    eletrico
20 Posmaximo = dados(dadosposmax, 1);
21 % Calcula valor de meia potencia
22 potencia = dadosvalormax/ (sqrt(2));
23
24 % Varre indices do eixo x, de 1 ate onde ocorre potencial maximo (
    esquerda)
25 for j = 1:dadosposmax
26     % Localiza regio entre dois pontos discretos que satisfazem meia
        potencia
27     if dados_vetor(j) < potencia && potencia < dados_vetor(j+1)
28         % Carrega os dois pontos discretos
29         x_esq= [dados(j,1) dados((j+1),1)];
30         y_esq= [dados(j,2) dados((j+1),2)];
31
32     end
33 end
34 %Varre indices do eixo x, de onde ocorre potencial maximo ate ultimo
    (direita)
35 for j = dadosposmax:(length(dados_vetor) -1)
36     % Localiza regio entre dois pontos discretos que satisfazem meia
        potencia
37     if dados_vetor(j+1)< potencia && potencia < dados_vetor(j)
38         % Carrega os dois pontos discretos
39         x_dir= [dados(j,1) , dados((j+1),1)];
40         y_dir=[dados(j,2),dados((j+1),2)];
41
42     end
43 end
44
45 % faz interpolacao linear entre os dois pontos buscando posicao mais precisa
    da Membrana Basilar em que ocorre meia potencia
46 Valor_esq = interp1q(y_esq',x_esq',potencia);
47 Valor_dir= interp1q(flip(y_dir'),flip(x_dir'),potencia);
48
49 %Calcula diferenca entre as posicoes da membrana basilar
50 banda= Valor_dir - Valor_esq;
51 %Calcula razao entre banda e potencial eletrico maximo
52 razao= banda/dadosvalormax;

```

```

53
54 % Figura para auxiliar na visualizacao do processo
55 % Plotagem de retas nas posicoes de interesse
56 figure(i)
57 plot(dados(:,1),dados(:,2),[Posmaximo,Posmaximo], [0,dadosvalormax], 'k:'
      ,[0,40], [potencia,potencia], '—r', [Valor_esq,Valor_esq], [0,
      dadosvalormax], '—b', [Valor_dir,Valor_dir], [0,dadosvalormax], '—b')
58 legend('Curva', 'Valor m ximo', 'Meia pot cncia', '"Banda" de meia pot cncia'
      )
59 hold on
60
61 % Cria estrutura para agrupar todas as informa es da banda e espalhamento
62 banda_vec.(marcas{i})(Poseletrado)=banda;
63 razao_vec.(marcas{i})(Poseletrado)=razao;
64 end
65
66 header='Banda Espalhamento';
67 %Cria vetor auxiliar que contem valores de banda e espalhamento para cada
      marca
68 vetor_aux=[banda_vec.(marcas{i})(:),razao_vec.(marcas{i})(:)] ;
69 % Escreve txt com informacoes sobre banda meia potencia para cada marca de
      feixe
70 dlmwrite(char(strcat('informacoes_meiapotencia',marcas(i),'.txt')), header ,
      'delimiter', ',', 'precision',4);
71 save(char(strcat('informacoes_meiapotencia',marcas(i),'.txt')), 'vetor_aux',
      '-ascii', '-append');
72 clear vetor_aux
73 end

```

5.6 Código para reconstrução do pulso no tempo

```

1 %Codigo para reconstrucao frequencia -> tempo
2 clearvars
3 % Carrega resultados de magnitude e fase das simulacoes
4 magnitude=load('nervo_simulacaocapacitiva_magnitude.txt');
5 fase=load('nervo_simulacaocapacitiva_fase.txt');
6
7 % Discretiza periodo de tempo
8 t= (0:(0.01e-6):(1e-4));
9
10 % Faz somatorio de senoides considerando cada amplitude e defasamento
11 for n=1:length(t)
12 somatorio(n)= sum(magnitude(:,2).*sin(2*pi*(magnitude(:,1)).*t(n) + fase(:,2)
      ));
13 end
14

```

```
15 % Plota pulso no dominio do tempo
16 figure(1)
17 plot(t,somatorio)
```

APÊNDICE B - Tabela de revisão bibliográfica

Informações relevantes encontradas na revisão da literatura foram organizadas na Tabela 11. Os documentos estão em ordem cronológica de publicação.

Tabela 11: Resumo da revisão bibliográfica.

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método ¹	Resultados	Informações úteis ²
(GIRZON, 1987)	Estudar a possibilidade de produzir modelos elétricos anatomicamente exatos da cóclea implantada.	Seção de cóclea observada via microscópio, projetada, tracejada à mão, digitalizada e vetorizada.	Humano / Não comercial / Monopolar	Corrente constante / MDF	-Equipotenciais em seção da cóclea; -Distribuição de potencial elétrico ao longo da escala timpânica;	-
(RUBIN-STEIN et al., 1987)	Modelagem analítica da interface eletrodo-tecido.	Não específico, eletrodos posicionado em espaço semi-infinito.	- / Geometrias retangulares / Monopolar	- / Solução numérica de equações integrais	Distribuição da densidade de corrente para eletrodos com diferentes profundidades de embutimento no feixe.	-
(FINLEY; WILSON; WHITE, 1990)	Propor modelo integrado de campo elétrico e modelo neural, que prediz os padrões de campo elétrico na vizinhança dos neurônios e computa a resposta das fibras.	Modelo reto e pequeno da seção da cóclea projetada linearmente ao longo de um eixo.	Humano / Não comercial / Monopolar	- / MEF	- Potencial elétrico ao longo do comprimento da fibra e da Membrana Basilar; - Função de ativação ao longo do comprimento da fibra e da Membrana Basilar; - Equipotenciais.	Comparação de diferentes configurações de eletrodos bipolares.
(FRIJNS; SNOO; SCHOONHOVEN, 1995)	Calcular perfis de excitação do nervo auditivo para uma variedade de níveis de estímulo e posições de eletrodos, acoplando modelo geométrico com neural.	Geométrico (seção da cóclea rotacionada simetricamente)	Porquinho da índia e gato / - / Monopolar	Corrente constante e pulsos bifásicos / MEC	- Potencial elétrico ao longo do comprimento das fibras; - Perfis de excitação das fibras; - Número de fibras excitadas para diferentes amplitudes de estimulação.	Resultados de excitação do nervo puderam ser comparados com resultados experimentais.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(FRIJNS; BRI- AIRE; GROTE, 2001)	Analisar eficiência de eletrodos posicionados em região próxima ao modíolo ou à parede lateral, comparando modelo da cóclea humana e porquinho da índia.	3D em espiral a partir de dados histológicos	Humano e Porquinho da Índia / Clarion HiFocus / Monopolar	Pulsos quadrados bifásicos / MEC	-Padrões de estímulo neural com o eletrodo em diferentes posições; -Percentual de fibras nervosas estimuladas em função da corrente de excitação; -Distribuição de potencial em seções retas da cóclea.	A anatomia da cóclea humana é um fator decisivo para que haja benefícios em aproximar do modíolo o feixe de eletrodos implantado.
(HANE- KOM, 2001)	Criar um modelo da cóclea humana para analisar distribuições de potencial elétrico e padrões de excitação neural.	3D em espiral; uma volta e meia iniciais; extrusão de geometrias de seção reta. Modelo inclui fibras nervosas e gânglio espiral.	Humano / Não comercial / Mono, bi e tripolar	Pulsos quadrados bifásicos / MEF	-Potencial elétrico ao longo da membrana basilar e das fibras nervosas para diferentes configurações de eletrodos; -Correntes limiaries para ativação de fibras nervosas em diferentes configurações de eletrodos e diferentes sinais de estimulação (ordem dos pulsos bifásicos); -Distribuição (espalhamento) espacial dos padrões de excitação neural ao longo da Membrana Basilar.	A geometria espiral da cóclea implica em uma assimetria na distribuição de potencial. Feixes de eletrodos devem ser posicionados próximos ao modíolo para correntes limiaries menores.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(VANPO- UCKE; ZARO- WSKI; PEE- TERS, 2004)	Propor circuito elétrico equivalente aos resultados encontrados por EFI (Electrical Field Imaging) ¹ .	-	Humano / Clarion CII HiFo- cus / Monopolar	- / Algoritmos de estimação	Parâmetros do modelo para diferentes correntes de estimulação	Utilização de método numérico para estimar os parâmetros de modelo elétrico equivalente.
(HANE- KOM, 2005)	Investigar efeito do encapsulamento de eletrodos por tecido cicatricial fibroso.	Seção da cóclea extrudada e enrolada. Inclui fibras nervosas.	Humano / Cochlear Nucleus / Bipolar	Corrente constante / MEF	- Potencial e campo elétrico ao longo de linha na Membrana Basilar; - Excitação neural ao longo da Membrana Basilar; - Corrente de limiar de ativação neural, para cada eletrodo.	A presença do tecido de encapsulamento altera o potencial elétrico no nervo e a forma com que a excitação é distribuída dentro da cóclea.
(CHOI; LAI; CHEN, 2005)	Avaliar a performance de diferentes tipos de eletrodos quanto a capacidade de gerar estímulos neurais.	1. Seção da cóclea extrudada e enrolada 2. Seção da cóclea extrudada e mantida reta	Humano / Não comercial / Bipolar	- / MEF	Distribuições da função de ativação para diferentes configurações e posições de eletrodos	Dentre os tipos de eletrodos apresentados, o eletrodo planar foi o que demonstrou maior capacidade de excitação neural.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(BRIA- IRE;FRI- JNS, 2006)	Investigar a posição ótima do feixe de eletrodos dentro da cóclea, em relação ao limiar de estimulação, faixa dinâmica e seletividade espacial, para cóclea com fibras nervosas intactas e para degeneradas.	Condução de volume bastante detalhado	Humano / Clarion Hi- Focus / -	Pulsos bifásicos / -	- Potencial elétrico ao longo do tempo (ECAP); - Gráficos de excitação (fibras disparadas) ao longo do Órgão de Corti e amplitude de corrente.	Eletrodos basais são mais seletivos quando colocados medialmente do que lateralmente; - Posicionamento próximo ao miódolo alarga o pico de excitação; - Estimulação cruzada espalha a excitação até regiões mais apicais.
(LAI; CHOI, 2007)	Propor um novo modelo da interface eletrodo-tecido que incorpora uma camada fina entre o eletrodo e a rampa do tímpano usando o método de elementos finitos.	3D em espiral; uma volta	Humano / Não comercial / Mono, bi e tripolar	Pulsos quadrados (monofásicos) / MEF	-Distribuições da função de ativação para diferentes tipos de eletrodos e modelos da interface eletrodo-tecido; - Tensão entre os eletrodos ao longo do tempo.	-

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(FRIJNS; KALK- MAN; BRIA- IRE,2009)	Usar modelo de cóclea inclusa de nervo facial para examinar efeitos de estimulação por IC na orelha otoescletórica.	Seção transversal histológica (contendo várias voltas) interpolada	Humano / Nucleus Straight, Nucleus Contour e Advanced Bionics HiFocus / Monopolar	Pulsos bifásicos / MEC	- Corrente no nervo facial para diferentes condutividades atribuídas ao osso; - Corrente no nervo facial para diferentes ângulos de inserção do eletrodo estimulado.	O aumento de estimulação do nervo facial em casos de otosclerose coclear foi demonstrado usando modelo computacional. A principal causa são os elevados níveis de estimulação do IC, e não uma diminuição do limiar de excitação do Nervo Facial.
(COHEN, 2009)	Comparação do espalhamento do campo efetivo de estimulação medido em pacientes com modelo computacional.	Simples, axi-simétricos (rotacionando a seção ao redor do eixo)	Humano / Nucleus 24: Straight e Contour / -	Pulsos bifásicos / MEF	Potencial elétrico e corrente ao longo do Órgão de Corti	-
(WONG; LI; CAR- TER,2012)	Apresentar primeiras análises com modelos de condução de cóclea vascularizada.	Seção histológica extrudada	Humano / Cochlear CI422 / Monopolar	Corrente constante / MEF	Densidade de corrente elétrica e campo elétrico ao longo de uma linha posicionada dentro da cóclea.	A inclusão de vasos sanguíneos altera resultados de distribuição de excitação dentro da cóclea.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(SABA, 2012)	Investigar espalhamento da tensão de estimulação dentro da cóclea, para modelos retos e enrolados, e a potência elétrica necessária para gerar os estímulos.	1. Reto uniforme 2. Reto seção variável 3. Enrolado: Seção transversal histológica (contendo várias voltas) interpolada	Humano / Nucleus 24 / Bipolar	Corrente constante / MEF	- Impedância (potencial elétrico por unidade de corrente) ao longo da Membrana Basilar.; - Distribuição de tensão dentro de seção transversal da cóclea.	- Eletrodo de retorno pode ser representado utilizando aplicação da condição de terra no osso que envolve a cóclea; - Interface eletrodo tecido introduz um ganho de amplitude nas curvas de impedância ao longo da Membrana Basilar.
(MALHERBE; HANEKOM; HANEKOM, 2013)	Desenvolver método para construção de modelos específicos para cada indivíduo, considerando o desenvolvimento de modelos humanos in vivo. Verificar a efetividade de usar modelos específicos para predição da excitação neural em implantados específicos.	uCT (posterior CT para humanos)	Porquinho da Índia / Não comercial (eletrodos esféricos) / Mono, bi e tripolar	Pulsos bifásicos / MEF	- Corrente limiar de excitação das fibras, para cada eletrodo estimulado; - Frequências estimuladas por amplitude de corrente de excitação.	O desempenho do modelo varia dependendo da localização do eletrodo implantado e do protocolo de estimulação.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(SUE et al., 2013)	Modelar os fenômenos eletroquímicos decorrentes da estimulação neural por meio de eletrodos e suas consequências.	Estrutura cilíndrica reta preenchida por perilinfa	- / Não comercial / Monopolar	Pulsos quadrados / MEF	- Corrente na superfície de um eletrodo, ao longo do tempo, e sua relação com reações de oxirredução; - Figura 3D com densidade de corrente na superfície externa do eletrodo.	-
(CHOI; WANG, 2014)	Modelar potencial elétrico no nervo auditivo, utilizando simulações com MEF e transformando os resultados em circuitos elétrico equivalentes, incorporando modelo neural.	Primeira meia volta da escala timpânica (seção extrudada)	Humano / Nucleus 24-CI24M / Bipolar	Corrente constante / MEF	- Potencial elétrico calculado na fibra nervosa ao longo do tempo; - Distribuição de potencial em seção dentro da cóclea.	Com o modelo foi possível reproduzir medições de ECAP realizadas em pacientes.
(CERESA et al., 2015)	Apresentar um modelo completo de estimulação neural no de implantes cocleares, com ênfase na seletividade espacial e na resposta dos modelos computacionais de fibras nervosas.	Imagens de uCT	Humano / Não comercial / Bipolar	- / MEF	-Distribuição de potencial elétrico durante a estimulação neural; -Funções de ativação após o estímulo através de um modelo computacional de fibras nervosas.	-

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(KANG et al., 2015)	Descrever como a posição do eletrodo influencia na resposta do nervo auditivo a trens de pulso de baixa ou alta taxa de frequência usando um modelo computacional.	Seção da cóclea extrudada em espiral	Gato / Não comercial (eletrodos esféricos) / -	Trens de pulsos bifásicos e pulso bifásico único / MEF	Gráficos sobre as respostas espaço-temporais, a latência dos neurônios após disparo, o intervalo entre disparos, e o início dos disparos para cada eletrodo implantado em uma posição diferente.	O tipo de estimulação (pulso ou trem de pulsos) influenciou na resposta neural.
(DANG et al., 2015)	Propor modelo paramétrico de cóclea com geometria adaptável e demonstrar sua validação com dados de estimulações de uma cóclea implantada.	Paramétrico, a partir de μ CT, 200 fibras do nervo auditivo modeladas	Humano / EVO Oticon Medical / Mono, bi e tripolar	Pulsos bifásicos / MEC	- Imagem 3D da distribuição de potencial elétrico nas fibras do nervo auditivo; - Potencial elétrico ao longo do comprimento da cóclea.	A distribuição de campo elétrico é afetado pelas características geométricas de cada indivíduo, e que pode ser refletidas nas simulações com modelos baseados em dados personalizados.
(KALKMAN; BRIARE; FRIJNS, 2015)	Avaliar o impacto de um modelo tridimensional do gânglio espiral nos padrões de excitação neural utilizando diferentes paradigmas de estimulação.	Dados μ CT	Humano / HifocusIJ/ Mono, bi e tripolar, tripolar parcial, <i>phased array</i>	Pulsos quadrados bifásicos / MEC	- Padrões de estimulação neural ao longo do gânglio espiral; - Densidade de estimulação neural ao longo do gânglio espiral.	O modelo prevê que excitação neural é um fenômeno tridimensional. Os resultados demonstram a importância do posicionamento preciso do gânglio espiral no modelo computacional.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(INGUVA et al., 2015)	Incorporar efeitos dependentes da frequência em simulações com a cóclea.	Seção histológica extrudada	Humano / - / Monopolar	Pulsos quadrados bifásicos / MEF	Densidade de corrente elétrica ao longo do tempo, para pontos dentro da cóclea	Disparidade entre formulação eletrocínética e eletrodinâmica do modelo.
(MAREL et al., 2016)	Definir um intervalo preferível para profundidade de inserção de feixes de eletrodo para minimizar disparidade de frequência.	Imagens de μ CT	Humano / CII HiFocus1 e HiFocus1J / -	- / Funções analíticas e modelos de regressão linear	Histogramas e gráficos relacionando desvios de frequência e distâncias de inserção medidas.	Modelo de inserção de eletrodos desenvolvido permite calcular a distância de inserção cirúrgica requerida para feixes atingirem determinada posição apical.
(WONG, 2015)	Avalia a viabilidade de modelar os efeitos dependentes do tempo em modelo da cóclea.	sTSLIM scans	Porquinho-da-índia / Cochlear Hybrid-L8 (HL8) / Monopolar	Pulsos quadrados bifásicos / MEF	- Tensão do longo do tempo, para pontos dentro da cóclea; - Função de ativação ao longo dos neurônios e do tempo; - Gráficos 3D do caminho da corrente elétrica na cóclea, para diferentes condições de aterramento.	- O critério quase estático foi considerado válido; - Modelos estacionários preveem resultados corretos apenas ao final de cada fase, sem revelar informações de transição; - Faltam dados completos e confiáveis sobre a propriedade dos tecidos da cóclea.

Tabela 11 - continuação da página anterior

Autor	Objetivo do estudo	Modelo da cóclea	Espécie/ Arranjo/ Estímulo	Sinal/ Método	Resultados	Informações úteis
(MUKE-SH et al., 2017)	Explorar uso de estimulação magnética para estimulação neural através de feixes de indutores (bobinas submilimétricas).	Estrutura cilíndrica reta preenchida por perifínfa	Felino / Feixe de indutores / Bipolar	Pulsos quadrados (monofásicos) / MEF	- Campos elétricos produzidos ao longo linha e plano que cortam a cóclea; - Função de ativação dos neurônios (segunda derivada do potencial elétrico ao longo do axônio).	- Campos induzidos na cóclea são dependentes da orientação da bobina; - Estimulação mais precisa (elevada resolução espacial).

Fonte: Elaborado pelo autor (2018)

¹MEF- Método de Elementos Finitos, MEC- Método de Elementos de Contorno, MDF - Método de Diferenças Finitas

²EFI (Electrical Field Imaging): potencial elétrico por unidade de corrente calculado para excitação de todos os eletrodos de um feixe.